MINISTÉRIO DA SAÚDE

EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES E O GERENCIAMENTO DA MANUTENÇÃO

Capacitação a distância

Brasília - DF

MINISTÉRIO DA SAÚDE

Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde

Projeto REFORSUS

EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES E O GERENCIAMENTO DA MANUTENÇÃO

Capacitação a distância

Série F. Comunicação e Educação em Saúde

Coordenação:
Prof. Dr. Saide Jorge Calil
Mestre em Engenharia Elétrica Eduardo Teixeira Gomide

Brasília – DF
2002

© 2002. Ministério da Saúde
É permitida a reprodução parcial ou total desta obra, desde que citada a fonte.
Série F. Comunicação e Educação em Saúde
Tiragem: 4.100 exemplares

Presidente da República
Fernando Henrique Cardoso

Ministro de Estado da Saúde
Barjas Negri

Secretário de Gestão de Investimentos em Saúde
Gabriel Ferrato dos Santos

Projeto editorial
MINISTÉRIO DA SAÚDE
Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde
Projeto REFORSUS
SEPN 510, bloco A, 3° andar
CEP: 670750-515, Brasília – DF
Tel. (61) 349-8751
Fax: (61) 447-1402
E-mail: reforsus@saude.gov.br
Home page: reforsus.saude.gov.br

Elaboração, distribuição e informações
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
Centro de Engenharia Biomédica
Caixa Postal nº 6040
CEP: 13084-971, Campinas – SP

Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP
Departamento de Informática em Saúde
Rua Botucatu, nº 862, edifício José Leal Prado
CEP: 04023-062, São Paulo – SP

Lexistemas Informática e Comércio Ltda
Rua São Carlos, nº 130, Vila Industrial
CEP: 13035-420, Campinas – SP

Impresso no Brasil / *Printed in Brazil*

Catalogação na fonte – Editora MS
FICHA CATALOGRÁFICA

Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. Projeto REFORSUS

Equipamentos Médico-Hospitalares e o Gerenciamento da Manutenção: capacitação a distância / Ministério da Saúde, Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde, Projeto REFORSUS. – Brasília, DF: Ministério da Saúde, 2002.

709 p.: il. (Série F. Comunicação e Educação em Saúde)

ISBN 85-334-0556-1

1. Equipamentos e provisões hospitalares. 2. Manutenção de equipamentos. 3. Segurança de equipamentos. I. Brasil. Ministério da Saúde. II. Brasil. Secretaria de Gestão de Investimentos em Saúde. Projeto REFORSUS. III. Título. IV. Série.

NLM WX 147

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO 9

CAPÍTULO 1
GERENCIAMENTO DE MANUTENÇÃO EM EQUIPAMENTOS HOSPITALARES 11

INTRODUÇÃO 14
IMPLANTAÇÃO 15
ELABORAÇÃO DA PROPOSTA INICIAL DE TRABALHO 29
GERENCIAMENTO DE MANUTENÇÃO 50
MANUTENÇÃO CORRETIVA 71
MANUTENÇÃO PREVENTIVA 91
CONSIDERAÇÕES FINAIS 102
GLOSSÁRIO 102
BIBLIOGRAFIA 104
ANEXOS 106

CAPÍTULO 2
GERENCIAMENTO DE SERVIÇOS EXTERNOS 133

INTRODUÇÃO 135
TIPOS DE CONTRATOS DE SERVIÇOS 135
CONTRATO DE SERVIÇO POR PERÍODO DETERMINADO 137
CONTRATO DE SERVIÇO SOB DEMANDA 141
AVALIAÇÃO DOS CUSTOS DE MANUTENÇÃO 143
MONITORAÇÃO DE SERVIÇOS EXTERNOS 150
BIBLIOGRAFIA 151

CAPÍTULO 3
AQUISIÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS 153

INTRODUÇÃO 155
DEFINIÇÃO DAS NECESSIDADES CLÍNICAS 157
AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES AMBIENTAIS 157
LEVANTAMENTOS DOS EQUIPAMENTOS DISPONÍVEIS NO MERCADO 159
ESPECIFICAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS 160
SOLICITAÇÃO DE PROPOSTAS 169

AVALIAÇÃO DAS PROPOSTAS E ORÇAMENTOS 171
SELEÇÃO DO FORNECEDOR 173
RECEBIMENTO DO EQUIPAMENTO 175
INSTALAÇÃO DO EQUIPAMENTO 179
BIBLIOGRAFIA 180

CAPÍTULO 4
FUNDAMENTOS DE SEGURANÇA PARA UNIDADES DE SAÚDE 181

INTRODUÇÃO 183
OBJETIVO 184
CONCEITOS DE SEGURANÇA ELÉTRICA 184
PROPOSTA DE METODOLOGIA 196
METODOLOGIA DE INVESTIGAÇÃO
DE ACIDENTES EM AMBIENTE MÉDICO-HOSPITALAR 210
NORMAS DA SÉRIE NBR IEC 601 PUBLICADAS 212

CAPÍTULO 5
BERÇO AQUECIDO 225

INTRODUÇÃO 227
O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR 228
BERÇO AQUECIDO 234
RISCOS ASSOCIADOS AO USO DO BERÇO AQUECIDO 240
CONSIDERAÇÕES SOBRE MANUTENÇÃO 241
BIBLIOGRAFIA 246

CAPÍTULO 6
DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES 247

INTRODUÇÃO 249
HISTÓRICO 251
DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES 251
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 263

CAPÍTULO 7
DIÁLISE RENAL 269

INTRODUÇÃO 272
PRINCÍPIOS DA DIÁLISE 273

DIALISADORES 277
EQUIPAMENTOS PARA HEMODIÁLISE 280
EQUIPAMENTOS PARA DIÁLISE PERITONEAL 288
TRATAMENTO DA ÁGUA 292
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 296

CAPÍTULO 8
DISPOSITIVOS DE INFUSÃO 301

INTRODUÇÃO 303
BREVE HISTÓRICO
DOS DISPOSITIVOS DE INFUSÃO 304
APLICAÇÕES DOS DISPOSITIVOS DE INFUSÃO 304
SISTEMAS DE INFUSÃO 306
CLASSIFICAÇÃO DAS BOMBAS DE INFUSÃO 320
CONTROLE EM MALHA FECHADA 325
ACIDENTES COM BOMBAS DE INFUSÃO 326
CONSIDERAÇÕES DE COMPRA/MANUTENÇÃO 326
ROTINAS DE TESTE E CALIBRAÇÃO 327
BIBLIOGRAFIA 330

CAPÍTULO 9
ELETROCARDIÓGRAFO E MONITOR CARDÍACO 331

INTRODUÇÃO 333
HISTÓRICO 333
FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO 335
O ELETROCARDIOGRAMA (ECG) 339
DERIVAÇÕES 340
APLICAÇÕES CLÍNICAS 343
ELETROCARDIÓGRAFO E MONITOR CARDÍACO 345
INTERFERÊNCIAS NO SINAL DE ECG 357
ASPECTOS DE SEGURANÇA 359
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 360
BIBLIOGRAFIA 362

CAPÍTULO 10
EQUIPAMENTOS DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO POR ULTRASSOM 363

INTRODUÇÃO 365
TEORIA BÁSICA 366

PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM ... 371
PRINCIPAIS FALHAS, ASPECTOS DE MANUTENÇÃO, OPERAÇÃO E CALIBRAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM ... 394
BIBLIOGRAFIA ... 398

CAPÍTULO 11
INCUBADORAS ... 399

INTRODUÇÃO ... 401
HISTÓRICO ... 402
O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR ... 406
CARACTERÍSTICAS DAS INCUBADORAS ... 412
ASPECTOS DE SEGURANÇA ... 423
PROBLEMAS RELACIONADOS AO USO INDEVIDO DE INCUBADORAS ... 427
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO ... 428
ÁRVORE DE DEFEITOS (TROUBLESHOOTING) ... 429
BIBLIOGRAFIA ... 430

CAPÍTULO 12
INSTALAÇÕES DE GASES ... 431

INTRODUÇÃO ... 434
TIPOS DE GASES ... 435
FORNECIMENTO E DISTRIBUIÇÃO ... 445
VÁCUO ... 456
TUBULAÇÃO E CONECTORES ... 458
VAPOR ... 462
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO ... 469

CAPÍTULO 13
LAVANDERIA HOSPITALAR ... 471

INTRODUÇÃO ... 473
HISTÓRICO ... 474
FUNCIONAMENTO DE LAVANDERIAS HOSPITALARES ... 475
EQUIPAMENTOS DE LAVANDERIAS HOSPITALARES ... 478
INSTALAÇÕES NAS LAVANDERIAS ... 487
LEGISLAÇÃO ... 488
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO ... 489

CAPÍTULO 14
OXÍMETRO DE PULSO 491

INTRODUÇÃO 493
PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 495
NECESSIDADES DE INSTALAÇÃO E TREINAMENTO DE PESSOAL 500
PRINCIPAIS PROBLEMAS ENCONTRADOS 501
ROTINAS E INSTRUMENTOS DE TESTES E CALIBRAÇÃO 503
BIBLIOGRAFIA 504

CAPÍTULO 15
SISTEMA DE ANESTESIA 505

INTRODUÇÃO 507
HISTÓRICO 508
FUNDAMENTOS DA ANESTESIA INALATÓRIA 511
SISTEMA DE ANESTESIA 512
SEGURANÇA E MANUTENÇÃO DE SISTEMAS DE ANESTESIA 530
BIBLIOGRAFIA 544

CAPÍTULO 16
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA 545

INTRODUÇÃO 547
HISTÓRICO 547
PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 548
NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO 565
CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 568
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 569
BIBLIOGRAFIA 575
APÊNDICE 576

CAPÍTULO 17
UNIDADES ELETROCIRÚRGICAS 581

INTRODUÇÃO 583
HISTÓRICO 583
PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 584
EFEITOS DA CORRENTE NO CORPO HUMANO 588
TIPOS DE OPERAÇÃO 594

DIAGRAMA DE BLOCOS 598
CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 599
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 600

CAPÍTULO 18
UNIDADES RADIOGRÁFICAS 605

INTRODUÇÃO 607
HISTÓRICO 607
PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 608
NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO 637
CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 640
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 641
BIBLIOGRAFIA 650

CAPÍTULO 19
UNIDADES RADIOGRÁFICAS PARA MAMOGRAFIA 653

INTRODUÇÃO 655
HISTÓRICO 655
PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 656
NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO 672
CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 674
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 675
BIBLIOGRAFIA 681

CAPÍTULO 20
VENTILADORES PULMONARES 683

INTRODUÇÃO 685
HISTÓRICO 685
ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO 687
VENTILADORES 693
CARACTERÍSTICAS RELEVANTES DE UM VENTILADOR MECÂNICO 712
PATOLOGIAS ASSOCIADAS À VENTILAÇÃO MECÂNICA 713
TESTES MÍNIMOS DE SEGURANÇA 715
MANUTENÇÃO 718
BIBLIOGRAFIA 720

APRESENTAÇÃO

Uma das prioridades do Ministério da Saúde, durante o governo do Presidente Fernando Henrique Cardoso, foi recuperar a rede física de saúde vinculada ao SUS, deteriorada e com alta obsolescência tecnológica, após um longo período de ausência de investimentos significativos.

Realizaram-se gastos na conclusão de obras inacabadas, construção de obras imprescindíveis e reforma e ampliação de estabelecimentos de saúde existentes. A maior parte dos investimentos, entretanto, concentrou-se em equipamentos médico-hospitalares, dos mais simples, para atender uma unidade básica de saúde, até os mais sofisticados, para ambulatórios e hospitais de média e alta complexidade.

Somente pelo REFORSUS, o mais importante Projeto de investimentos do Ministério da Saúde, foram contemplados mais de 1.000 hospitais, cerca de 6.000 unidades básicas de saúde que possuem equipes de saúde da família, 198 unidades hemoterápicas e 26 laboratórios de saúde pública.

No entanto, para que o grande volume de investimentos realizado em equipamentos médico-hospitalares não se perca ao longo do tempo, maximize a utilidade dos recursos públicos alocados e não deixe a população sem os seus benefícios, por quebras ou mau funcionamento, é necessário que os gestores beneficiados com esses recursos tenham um programa de manutenção adequado.

Foi com esse espírito e esses objetivos que o Ministério da Saúde, por meio do Projeto REFORSUS, desenvolveu uma alternativa inédita no setor saúde de oferecer um treinamento a distância para os técnicos das unidades que receberam esses equipamentos.

O treinamento a distância foi a estratégia utilizada pelo Projeto para que um maior número de estabelecimentos de saúde do País fosse alcançado, dada à enorme dificuldade que as distâncias geográficas apresentam para um treinamento presencial, além da conveniência de não se retirar os técnicos de seu local de trabalho.

Os participantes deste curso podem ter a certeza de que, assim que praticarem os novos conhecimentos adquiridos, estarão prestando uma grande contribuição ao País e a sua gente, principalmente àquelas que dependem de um sistema de saúde público e gratuito, com qualidade, segurança, resolutividade e, acima de tudo, com um atendimento digno à imensa maioria da população brasileira que dele depende.

Um bom curso a todos!

Gabriel Ferrato dos Santos
Secretário de Gestão de Investimentos em Saúde

CAPÍTULO 1

GERENCIAMENTO DE MANUTENÇÃO EM EQUIPAMENTOS HOSPITALARES

Elaborado por:
Prof. Dr. Saide Jorge Calil e Profa. Marilda Solon Teixeira

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 14

IMPLANTAÇÃO 15

Realização do inventário 16

Proposta de Questionário para Inventário 17

Levantamento do valor de aquisição atualizado do equipamento 27

ELABORAÇÃO DA PROPOSTA INICIAL DE TRABALHO 29

Classificação dos equipamentos por grupos de compatibilidade 30

Local de realização da manutenção 31

Definição do tipo de contrato de manutenção a ser adotado 35

Especificação do perfil e cálculo do número de pessoas para o grupo 36

Especificação da área física necessária 40

Organização dos custos de implantação e manutenção do grupo 46

Elaboração de proposta para apresentação à administração 47

GERENCIAMENTO DE MANUTENÇÃO 50

Gerenciamento dos serviços de manutenção: recebimento 50

Gerenciamento dos serviços de manutenção: manutenção 58

Gerenciamento dos serviços de manutenção: controle periódico 66

MANUTENÇÃO CORRETIVA 71

Rotina de Manutenção Corretiva 72
Sub rotina de serviços terceirizados 81
Sub rotina de orçamento 86
Sub rotina de garantia 86
Sub rotina de aquisição de peças de reposição 89

MANUTENÇÃO PREVENTIVA 91

Método para priorização de equipamentos em manutenção preventiva 92
Método para a elaboração de roteiros de MP 95

CONSIDERAÇÕES FINAIS 102

GLOSSÁRIO 102

BIBLIOGRAFIA 104

ANEXOS 106

INTRODUÇÃO

O objetivo deste manual é orientar uma equipe de manutenção a gerenciar suas atividades e conscientizá-la da sua importância. Ele foi especialmente elaborado para pessoas que estão iniciando um grupo de manutenção ou que querem reformular o sistema de gerenciamento já existente. Apresentamos sugestões de metodologias que deverão ser adaptadas à realidade de cada Estabelecimento de Assistência à Saúde (EAS), conforme suas especificidades, ou seja, o tipo de EAS, sua função e, se hospital, o número de leitos, a característica do parque de equipamentos instalados, etc.

Ao se implantar um sistema de manutenção de equipamentos médico-hospitalares é necessário considerar a importância do serviço a ser executado e principalmente a forma de gerenciar a realização desse serviço. Não basta a uma equipe de manutenção simplesmente consertar um equipamento - é preciso conhecer o nível de importância do equipamento nos procedimentos clínicos ou nas atividades de suporte (apoio) a tais procedimentos. É necessário conhecer a história do equipamento dentro do EAS, a que grupo ou família de equipamentos ele pertence, sua vida útil, seu nível de obsolescência, suas características de construção, a possibilidade de substituição durante a manutenção; enfim, tudo o que se refira ao equipamento e que possa, de alguma maneira, subsidiar o serviço de manutenção, visando obter segurança e qualidade no resultado do trabalho. Todos esses dados vão auxiliar o técnico na análise para detecção de falhas, no conhecimento sobre a urgência da realização do serviço, no estabelecimento de uma rotina de manutenção preventiva e na obtenção do nível de confiabilidade exigido, já que uma manutenção inadequada poderá colocar em risco a vida do paciente.

Cabe, portanto, ao responsável pelo grupo, a partir do conhecimento do EAS, de sua infra-estrutura e do parque de equipamentos instalados, estabelecer um sistema de gerenciamento de serviços capaz de garantir a presteza e confiabilidade na execução.

Porém, todo um sistema perfeito de gerenciamento dos serviços de manutenção não será útil se não estiver efetivamente vinculado a um sistema de gerenciamento dos recursos humanos envolvidos nessa

atividade. É imprescindível que os técnicos participem sempre de cursos de treinamento, principalmente quando novos equipamentos forem adquiridos, que haja monitoração constante de sua produtividade e da qualidade dos serviços por eles realizados, que saibam interagir com o corpo clínico de maneira cordial e eficiente, que conheça os termos médicos para entender e se fazer entender. É ainda imprescindível que o pessoal de apoio administrativo também esteja envolvido no tipo de trabalho do grupo de manutenção, que não se resume apenas nos serviços de manutenção propriamente ditos, mas, no auxílio na aquisição de novos equipamentos, na realização ou acompanhamento de testes no momento do recebimento desses equipamentos e eventualmente na instrução aos usuários sobre a sua utilização adequada.

Assim, além do gerenciamento do serviço de manutenção, cabe ao responsável pela equipe de manutenção estabelecer um sistema de gerenciamento dos recursos humanos sob sua responsabilidade capaz de garantir que todo o pessoal que compõe a equipe, sejam da área técnica ou administrativa, execute seu trabalho com qualidade. Deste modo, um sistema de gerenciando da manutenção de equipamentos médico-hospitalares só será completo se abarcar o gerenciamento dos serviços e dos recursos humanos.

IMPLANTAÇÃO

Ao ser designado ou contratado para a elaboração de uma tarefa que envolva um razoável investimento financeiro para a aquisição de recursos materiais e humanos, é de fundamental importância que o responsável por esta tarefa conheça e entenda a situação atual do ambiente em que está trabalhando. Esse conhecimento permitirá que ele apresente à sua chefia uma proposta de trabalho com todas as metas a serem atingidas e respectivas justificativas, os recursos materiais e humanos necessários, os prazos para o cumprimento desses objetivos e, principalmente, o investimento financeiro necessário para atingir cada meta.

A elaboração deste tipo de proposta é necessária não só para a montagem de um grupo de manutenção, mas para a implantação ou reformulação de qualquer atividade dessa área que envolva recursos financeiros, materiais ou humanos.

O objetivo deste capítulo é orientar o leitor nas várias etapas de elaboração de uma proposta para a implantação e implementação de um departamento ou grupo de manutenção em uma unidade de saúde (hospitais, centros de saúde, clínicas especializadas). É importante lembrar que a metodologia proposta neste manual leva em consideração que o grupo de manutenção será implantado em um hospital de aproximadamente 100 a 150 leitos, com um parque de equipamentos de média complexidade tecnológica.

As atividades a serem desenvolvidas são apresentadas seqüencialmente. Assim, antes de definir os recursos materiais, humanos e financeiros que fazem parte da proposta, o responsável pelo grupo de manutenção deve elaborar um inventário dos equipamentos médico-hospitalares, de apoio e de infra-estrutura existentes no hospital.

Realização do inventário

O conhecimento da quantidade e da qualidade dos equipamentos (de infra-estrutura, apoio e aplicação direta ao paciente) existente é de fundamental importância para a estruturação de um departamento de manutenção. Embora exista uma tendência de se atribuir pouca importância à realização de um inventário, é recomendável aproveitar essa oportunidade, para a obtenção de dados que serão bastante úteis na elaboração da proposta de implantação e gerenciamento do departamento ou grupo de manutenção.

A obtenção dos dados para o inventário é uma tarefa relativamente simples, embora em muitos casos, demorada, dependendo do parque de equipamentos instalados. O maior problema a ser enfrentado é o processamento desses dados para a obtenção de informações que servirão como base para o sistema de gerenciamento e como argumentos para a proposta de implantação do grupo de manutenção. A realização do inventário exige recursos materiais e humanos capazes de processar os dados obtidos nessa tarefa.

Proposta de Questionário para Inventário

Apresentamos a seguir um exemplo de questionário que serve como auxílio para a realização do inventário. Os dados nele contidos podem fornecer informações fundamentais para o conhecimento da quantidade e qualidade dos equipamentos existentes, assim como a opinião dos usuários em relação à efetividade de cada equipamento. Embora contenha várias questões, seu preenchimento será proporcional aos recursos computacionais existentes na unidade.

Incluímos também uma relação parcial de equipamentos médico-hospitalares existentes em uma unidade de saúde que, apesar de não ser completa, serve como guia para orientar o inventariante sobre os equipamentos mais comuns existentes em um EAS.

Independentemente dos recursos para o processamento de dados obtidos no questionário, o preenchimento do primeiro conjunto de questões (questões de 1 a 4) é obrigatório, tendo em vista que os dados ali contidos compõem parte do sistema de cadastramento dos equipamentos. Esse conjunto serve para identificar os equipamentos existentes na unidade com relação ao *tipo* (ventilador, disfibrilador, etc.), ao *fabricante* (Takaoka, Spacelab, etc.), ao *modelo* (MONTEREY, FARS-600, etc.), ao *número de série* e ao *valor de aquisição atualizado.*

FORMULÁRIO PARA CADASTRAMENTO
INDIVIDUAL DE EQUIPAMENTO

Formulário N.° _____
(não preencher)

1) - Tipo: _____ Código do equip|_|_|-|_|_|_|_|_|_|

2) - Fabricante: _____

3) - Modelo: _____ N.° Série |_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|_|

4) - Valor de aquisição atualizado R$ _____

5) Número de reparos do equipamento nos últimos 6 meses: _____

6) Idade aproximada do equipamento:
a. [ ] menos de 1 ano
b. [ ] entre 1 e 2 anos
c. [ ] entre 2 e 4 anos
d. [ ] entre 4 e 10 anos
e. [ ] mais de 10 anos
f. [ ] desconhecida

6a) Esclarecer a situação do equipamento em caso de desconhecimento:
novo = N
semi-novo = S [ ]
Velho = V

7) Condição de funcionamento do equipamento:
a. [ ] funciona satisfatoriamente
b. [ ] funciona precariamente
c. [ ] não funciona

8) Especificar número médio de utilização/intervenções por semana executados com este equipamento especificamente: [ ]

9) Informar o número de operadores que utilizam o mesmo equipamento [ ]

10) Quantos dos operadores tiveram cursos de operação do equipamento [ ]

11) Esclarecer como é feita a manutenção do equipamento
a. [ ] somente internamente
b. [ ] somente através do fabricante/representante
c. [ ] somente prestadores de serviços
d. [ ] mais que uma alternativa
e. [ ] não houve manutenção até o momento

12) Em caso de já haver ocorrido manutenção no equipamento, sua opinião sobre a qualidade da manutenção executada foi:
Ruim = R
Média = M [ ]
Boa = B

13) Quando o equipamento é enviado para manutenção, qual o tempo médio (em dias) para seu retorno em operaçãd? ??? (dias)

Comentários: _____
_____

Formulário Para Cadastramento Individual de Equipamento

Relação de alguns equipamentos existentes em unidades de saúde

1. acelerador linear
2. agitador (laboratório)
3. amalgamador
4. aminoscópio
5. analisador de função pulmonar
6. analisador de oxigênio
7. analisador sangüíneo
8. aquecedores de sangue
9. aspirador cirúrgico
10. aspirador torácico
11. aspirador uterino
12. aspiradores (emergência e traqueal)
13. audiômetro
14. autoclave
15. balança analítica (laboratório)
16. balança de adulto
17. balança eletrônica
18. balança infantil
19. balão intra-aórtico
20. bebedouro
21. berço aquecido
22. bicicleta ergométrica
23. bisturi elétrico
24. bomba de cobalto
25. bomba de infusão
26. bomba de vácuo
27. cadeira de rodas
28. caixa de prova (oftalmoscopia)
29. calibrador de decibelímetro
30. calorímetro
31. cama elétrica
32. caneta de alta rotação
33. capinógrafo
34. carro de anestesia
35. central de gases
36. centrífuga
37. centrífuga refrigerada
38. ceratômetro
39. colposcópio

40. coluna pantográfica
41. compressor para central de gases
42. compressor para equipo odontológico
43. cpompressor para inalação
44. condicionador de temperatura
45. congelador ("freezer")
46. contador de célula
47. decibelímetro
48. disfibrilador
49. destilador
50. detetor fetal
51. disco esquiascópico
52. ecógrafo
53. eletrocardiógrafo
54. eletrocautério
55. eletroencefalógrafos
56. eletromiógrafo
57. endoscópio
58. equipamento de esterilização a gás
59. equipamento de esterilização a vapor
60. equipamento de hemodiálise
61. equipamento de raios-X
62. equipamento de raios-X odontológico
63. equipamento de vídeo
64. equipamento de ultra-som para diagnóstico
65. equipamento de ultra-som para monitoração
66. equipamento de ultra-som para terapia
67. equipo odontológico
68. esfigmomanometros
69. espectrofotômetro
70. estufa
71. fonocardiógrafo
72. forno de bier
73. gama câmara
74. geladeira
75. grupo gerador
76. hemodialisador peritonial
77. incubadora

78. incubadora de transporte
79. lâmpada cirúrgica
80. lâmpada de fenda ou biorrefrator
81. laser cirúrgico
82. lensômetro
83. litotriptor
84. luxímetro
85. marca passo externo
86. medidor de débito cardíaco
87. mesa cirúrgica
88. micro-motor para equipo odontológico
89. microscópio analítico
90. microscópio cirúrgico
91. monitor de ECG
92. monitor de temperatura
93. monitor fetal
94. monitores de apnea (neonatal)
95. monitores de oxigênio
96. monitores de pressão
97. nebulizadores ultra-sônicos
98. negatoscópio
99. oftalmoscópio
100. oftalmoscópio binocular indireto
101. oftalmoscópio direto
102. otoscópio
103. oxímetro (pulso)
104. processadora de filme de raios-x
105. projetor de optótipos
106. projetor de slides
107. refratômetro ou refrator
108. refrigerador comum
109. refrigerador para bolsa de sangue
110. réguas esquiascópico
111. ressonância nuclear magnética
112. retinoscópio
113. secadora de roupa (lavanderia)
114. serra de gesso
115. sistema de monitoração
116. televisão

fisiológica
117. tomógrafo
118. tonômetro
119. transformador de energia elétrica
120. umidificadores
121. unidade de autotransfusão
122. unidade de diatermia
123. unidade de ondas curtas
124. unidade de potencial evocado
125. unidades de anestesia
126. ventilador (tipo (eletrodoméstico)
127. ventilador para terapia
128. ventiladores anestésicos

Sistema de Codificação de Equipamentos

Em locais onde já exista um controle através do número de patrimônio, pode-se utilizar esse tipo de codificação. Nesse caso, o campo *código do equipamento* pode ser alterado para *número de patrimônio.* Por outro lado, geralmente o controle patrimonial envolve somente um código numérico ou alfanumérico de modo seqüencial, o que torna difícil a identificação do equipamento e, conseqüentemente, compromete o controle gerencial.

Neste manual sugerimos um tipo de codificação que só será viável, se o grupo possui, ou tem perspectivas de possuir, recursos computacionais. No caso de uma unidade com grande número de equipamentos, é praticamente impossível executar este tipo de controle de forma manual. Entretanto, a falta de recursos computacionais não deve ser um empecilho para a criação e implementação de um sistema de codificação, por mais simples que seja.

A criação de um sistema de codificação auxilia o gerente do grupo de manutenção a identificar o serviço ao qual o equipamento pertence, o número de equipamentos de um determinado tipo existem na unidade, as datas de compra de um determinado grupo de equipamentos, a quantidade e o tipo de equipamentos comprados em um determinado ano, e assim por diante. Todas essas informações são baseadas em uma codificação específica criada pelo próprio responsável pelo grupo de manutenção.

Na codificação para definição dos equipamentos, sugerimos oito dígitos de maneira que os dois primeiros dígitos deste campo identificam o serviço para o qual o equipamento está alocado; os dois seguintes, o tipo de equipamento; os outros dois quantificam os equipamentos adquiridos pela unidade de saúde em um determinado ano e, os dois últimos, o ano de aquisição do equipamento.

Segue abaixo um exemplo de codificação:

Lista de Códigos para definição de serviços dentro do EAS

AV - Ambulatório de Vascular

CC - Centro cirúrgico

EP - Enfermaria de Cirurgia Plástica

EV - Enfermaria de Vascular

NE - Serviço de Neurologia

RA - Serviço de radiologia

UT - Unidade de terapia intensiva

Etc.

Lista de códigos para definição de equipamentos

VT - Ventilador para Terapia

BE - Bisturi Elétrico

RX - Equipamento de Raios-X

DS - Disfibrilador

DI - Delonizador

CV - Cardioversor

MC - Monitor Cardíaco

BI - Bomba de infusão

Etc.

Assim, no exemplo acima, o terceiro equipamento para ventilação adquirido no ano de 1994, pertencente ao Centro Cirúrgico do hospital, pode ser codificado, no campo *código do equipamento* existente no questionário, como: CC-VT0394. A quantidade de dígitos existentes neste bloco fica a critério da pessoa que desenvolve o sistema de codificação. Entretanto, é recomendável que para cada dado diferente que componha a codificação, seja definido um campo específico com a quantidade necessária de dígitos. Como sugestão para este tipo de controle é recomendável a utilização de um *software* gerenciador de banco de dados (ex: CLIPPER). Convém lembrar que, atualmente, como o gerenciamento

de sistemas de manutenção ainda é um evento bastante novo nas unidades de saúde, informações relativas à data de aquisição do equipamento são difíceis de obter, principalmente em hospitais públicos, onde existe uma constante troca de administradores.

Ainda neste primeiro conjunto de questões pode-se incluir um campo para *o código do serviço.* Embora redundante no caso de implementação do sistema de codificação, este campo deve ser utilizado quando não existem recursos computacionais, tanto para o cadastramento quanto para pesquisas, e podem ser feitos de forma manual. Conforme mencionado anteriormente, o formulário é apenas uma sugestão e fica a critério do usuário a escolha dos campos a serem incluídos.

Conforme se verá neste capítulo, o conhecimento do valor atualizado de aquisição do equipamento, assim como do parque instalado, é de grande importância para a elaboração de relatórios que deverão ser periodicamente apresentados à chefia da unidade de saúde. Para isso, dentro do primeiro conjunto de questões, sugerimos a colocação de um campo onde é especificado o *valor de aquisição atualizado.* Esse dado pode ser obtido diretamente do setor administrativo em uma fase posterior a realização do inventário. Entretanto, o responsável pelo grupo deve ter sempre em mente que em um futuro próximo será muito importante a obtenção desta informação.

Finalmente, o campo denominado *Formulário N°* é um espaço de propriedade do digitador ou da pessoa que irá fazer o controle dos formulários. A notificação para *não preencher* só é necessária para o caso do inventário ser realizado por pessoas (estagiários, enfermeiras e auxiliares) que não fazem parte do grupo de manutenção.

Avaliação do questionário

A segunda parte do questionário (questões de 5 a 13) foi desenvolvida para a avaliação de algumas características atuais de operação e manutenção do equipamento. O modo de resposta às questões foi elaborado em um formato que facilita ao digitador a introdução dos dados no programa de processamento. Embora a utilização das questões no questionário aqui

sugerido seja opcional ao usuário, as informações obtidas são fundamentais para a implantação e o gerenciamento do grupo de manutenção.

Apresentamos abaixo uma relação das informações obtidas através do questionário que podem ser utilizadas na implantação, dimensionamento e gerenciamento do grupo de manutenção:

- Os tipos e a quantidade de equipamentos disponíveis no serviço ou unidade;
- A freqüência de quebra de cada equipamento ou modelos de equipamentos;
- A freqüência de quebra de equipamentos por serviço;
- A idade de cada equipamento;
- A taxa de utilização por equipamento;
- O número de pessoas autorizadas a operar um equipamento;
- O número de pessoas treinadas para operação de um equipamento;
- O tempo em que este equipamento fica ocioso durante manutenção;
- O número de atendimentos que deixam de ser feitos por falta do equipamento;
- Se existe a possibilidade de rearranjo dos equipamentos no serviço ou unidade;
- Se existem equipamentos de reserva por serviço ou unidade;
- A taxa de ociosidade dos equipamentos;
- Os problemas existentes para a operação dos equipamentos;
- A média diária de atendimentos;
- A capacidade ociosa do serviço;
- Os problemas e limitações existentes para a execução de um determinado serviço;

- Tipo (preventiva e, ou corretiva), local (interna e, ou externa) e a qualidade da manutenção executada.
- O conjunto das informações acima é de grande importância para:
- O planejamento dos recursos necessários para a implantação do grupo de manutenção;
- A definição do perfil dos técnicos a serem contratados;
- A avaliação periódica do setor de manutenção;
- O estabelecimento de metas e cronogramas de execução de serviços de manutenção;
- O tipo de manutenção a ser executada por grupo de equipamentos;
- Os contratos de manutenção externos que devem ser mantidos;
- A elaboração de programa de manutenção corretiva;
- A elaboração do programa de manutenção preventiva;
- Os serviços que devem ser priorizados no atendimento de corretiva;
- elaboração do programa de treinamento a ser feito por técnicos de manutenção;
- A elaboração do programa de treinamento para os operadores de equipamentos.

É possível também a elaboração de um estudo para programação da desativação e possível substituição de equipamentos em virtude da quantidade de quebra, tempo de ociosidade, lucro cessante (equipamento deixa de produzir durante o período de manutenção) e custos de manutenção envolvidos.

Levantamento do valor de aquisição atualizado do equipamento

Conforme mencionado acima, o levantamento do valor atualizado do equipamento, assim como, do parque de equipamentos, é um dos itens importantes para gerenciamento de um departamento de manutenção.

Veremos mais adiante que vários cálculos gerenciais, relatórios e contratos se baseiam nesses valores.

Esses valores podem ser obtidos através de dois métodos:

- através do valor do equipamento na época de aquisição;

- através do custo de substituição do equipamento.

O primeiro método é o mais indicado, pois o valor do equipamento pode ser obtido através da nota fiscal e corrigido para a moeda atual, dependendo do ano de aquisição. O segundo método só deve ser utilizado em caso de inexistência de nota fiscal. Nessa hipótese, deverá ser atribuído o valor de um equipamento novo e que tenha recursos bastante semelhantes aos do equipamento pertencente à unidade de saúde.

Caso o valor do equipamento seja obtido através de nota fiscal, dependendo do ano de aquisição, é necessária a conversão deste valor para o valor em moeda atual, devidamente corrigido em função da inflação do período. Posteriormente a essa conversão deve ser efetuado o cálculo do valor real do equipamento, tendo em vista a depreciação que ocorreu ao longo dos anos de utilização. Os administradores, para efeito de contabilização, sugerem uma depreciação de 10% ao ano. Assim, para efeito de contabilidade, um equipamento de 5 anos teria um valor 50% menor que seu valor de aquisição. Para facilitar os cálculos sugerimos converter o valor registrado na nota fiscal em dólares americanos naquela data. Embora no Brasil tenha ocorrido um acréscimo, mesmo em dólares, no preço dos equipamentos, a porcentagem de erro que deve ocorrer no cálculo final será compensada pelo volume de trabalho que haveria se todos os cálculos de conversão e atualização estivessem baseados em moeda local.

Utilizando-se o método e o custo de substituição, estima-se que, na data de aquisição, o valor do equipamento existente na unidade de saúde seja o mesmo valor do equipamento novo. A depreciação é calculada de acordo com o número de anos de utilização do equipamento. Para a obtenção deste valor sugerimos três opções:

- Entrar em contato com fabricantes nacionais dos equipamentos;

- Utilizar alguma fonte de informações em nível internacional, por exemplo, o ECRI - Product Comparison Sistem (informações básicas sobre: funcionamento, estágio de desenvolvimento, problemas conhecidos, dados comparativos com fabricantes conhecidos incluindo lista de preços, dados atualizados, custo de substituição);
- Estimar o valor de equipamentos similares, no caso de equipamentos modelos não mais fabricados.

ELABORAÇÃO DA PROPOSTA INICIAL DE TRABALHO

Para a elaboração de proposta de implantação de uma equipe de manutenção em um EAS, deve-se adotar a seguinte seqüência de procedimentos:

- Classificação dos equipamentos por grupos de compatibilidade;
- Definição do local de realização da manutenção;
- Definição do tipo de contrato de manutenção a ser adotado;
- Especificação do perfil e cálculo do número de pessoas para o grupo;
- Especificação da infra-estrutura física necessária;
- Definição da infra-estrutura material necessária;
- Cálculo dos custos de implantação e manutenção do grupo.

Provavelmente, ao contratar a pessoa para implantar o grupo de gerência e manutenção, o responsável por essa contratação apontou os problemas relativos à área de equipamentos hospitalares que mais afligem o hospital. Esses problemas auxiliarão a priorizar os serviços do EAS (Ambulatórios, Centro Cirúrgico, UTI, etc.), para os quais deverão ser desenvolvidas as atividades do grupo de manutenção. Assim, para iniciar a implantação do grupo, recomenda-se:

- Priorizar os pontos críticos apontados pela administração do hospital;
- Para serviços hospitalares cujos operadores e o pessoal clínico em geral estejam satisfeitos com a manutenção externa e os custos dos contratos não sejam tão elevados, evitar, em um primeiro momento,

a transferência da manutenção de equipamentos para o grupo a ser implementado;

- Para equipamentos cuja complexidade de manutenção exija técnicos com treinamento especializado, tentar manter os contratos de manutenção existentes até o momento em que haja a possibilidade de treinamento de técnicos internos do grupo.

Classificação dos equipamentos por grupos de compatibilidade

Com essas premissas em mente, e acompanhando a seqüência de atividades definidas acima, deve-se primeiramente fazer a seleção e classificação dos equipamentos em grupos. Essa atividade tem como finalidade facilitar a quantificação dos recursos materiais e humanos, assim como a definição do perfil do pessoal a ser contratado para atuar em cada grupo de equipamento.

Agrupamento por sistema fisiológico, ou seja, equipamentos destinados ao tratamento ou diagnóstico de sistemas fisiológicos: cardiovascular, pulmonar, nervoso, endócrino, etc. Esse tipo de classificação causa uma superposição considerável de equipamento com o mesmo princípio de funcionamento. Nesse caso, sugerimos que o responsável pelo grupo de manutenção somente utilize essa classificação quando o EAS contar com um grupo de médicos especializados e com equipamentos de alta complexidade para o tratamento de um dos sistemas fisiológicos mencionados acima;

- Agrupamento por especialidade clínica, ou seja, equipamentos utilizados em serviços médicos tais como; pediatria, obstetrícia, cardiologia, radiologia etc. Nesse caso, vale a mesma observação feita para o item "c".

Pode-se notar que, em qualquer modo de divisão adotado, vários equipamentos se encaixam em mais de um grupo, como é o caso de equipamentos de raio X que se encaixam tanto no grupo de imagem como no grupo de diagnóstico. A maneira pela qual o responsável pelo grupo de manutenção irá dividir é particular, dependendo de cada tipo

de hospital e de sua experiência pessoal. Entretanto, este tipo de divisão tem a finalidade de:

- Facilitar a instalação da infra-estrutura necessária para manutenção de cada grupo de equipamentos (local de gases para teste dos ventiladores, pontos de energia de diferentes tensões para equipamentos eletrônicos, tanque de limpeza de materiais empoeirados ou com graxa, capela de fluxo para limpeza de equipamentos de ótica, etc.);
- Facilitar o gerenciamento de equipamentos cuja manutenção será executada externamente;
- Auxiliar na definição do perfil dos técnicos que devem atuar em cada grupo de equipamentos;
- Facilitar o sistema de gerenciamento de produtividade e custo da mão-de-obra por grupo.

Local de realização da manutenção

É virtualmente impossível para um grupo de manutenção dar suporte para todos os equipamentos do hospital através de serviços internos. O hospital necessita de serviços externos para a manutenção de equipamentos de maior complexidade eletrônica, através de contratos para áreas específicas. No Brasil, os contratos são normalmente destinados a equipamentos de alta e média complexidade, que devem, em princípio, representar de 4% a 10% do parque de equipamentos instalados em termos quantitativos. Por outro lado, esses equipamentos podem atingir de 30% a 60% do valor total do parque.

Partindo do princípio de que o grupo de manutenção está na fase de implantação e que o pessoal contratado ainda não está familiarizado com a manutenção de equipamentos médicos, seria interessante que em um primeiro momento os equipamentos destinados à manutenção interna sejam *equipamentos de baixa complexidade. Os* equipamentos de *média complexidade e alta complexidade* devem ser deixados para etapas posteriores, quando o próprio responsável pelo grupo estiver mais familiarizado com o sistema e mais apto a solucionar os problemas que certamente ocorrerão nessa

primeira fase. Um outro motivo para essa cautela é que normalmente a unidade de saúde possui um grande número de equipamentos de baixa complexidade, que irão exigir uma quantidade razoável de horas de serviço do pessoal técnico.

Considerando que a decisão sobre o local de manutenção é uma questão puramente técnica, ou seja, que não existe uma solicitação específica da administração para um determinado tipo ou grupo de equipamentos, a manutenção interna ou externa de cada grupo de equipamentos é baseada tanto na disponibilidade de recursos materiais e humanos quanto nos custos para treinamento e manutenção de pessoal especializado. Para a decisão entre manutenção interna ou externa, deve-se considerar vários fatores:

- Existência de pessoal treinado para a manutenção de cada tipo e modelo de equipamento. A contratação de pessoal com treinamento na área de equipamentos médicos é uma tarefa ainda bastante complexa. Normalmente, o pessoal disponível no mercado é proveniente de escolas técnicas que possuem somente o curso para técnicos em eletrônica ou mecânica;
- Existência de documentação técnica referente ao equipamento a receber manutenção internamente. Em muitos casos, devido ao desconhecimento por parte dos compradores de equipamentos, não houve a exigência em contrato ou edital, do fornecimento de documentação técnica, a não ser do manual de operação. Desta maneira, fica bastante complicado para um recém criado grupo, fazer manutenção em equipamentos sem a respectiva documentação técnica;
- Existência de equipamentos de teste e calibração para a avaliação do equipamento após a manutenção. Vários tipos de equipamentos, principalmente aqueles que representam riscos ao paciente (vide portaria conjunta SVS/SAS n°1, de 23/01/1996 do Ministério da Saúde), necessitam de testes de segurança e, ou calibração logo após uma manutenção preventiva ou corretiva. Nesses casos, o responsável pelo grupo de manutenção deve estar bastante atento, pois, em caso de algum acidente hospitalar por falha do equipamento, a equipe de manutenção poderá ser responsabilizada;

- Proximidade do fabricante ou representante técnico do equipamento. Em alguns tipos de manutenção externa, o custo do transporte do equipamento até o representante técnico ou deste para o hospital, pode se tornar mais caro que a própria manutenção. Nesses casos, seria importante investir ou programar futuros investimentos para o treinamento de pessoal interno. Determinados fabricantes de equipamentos ou grupos de manutenção, no Brasil, oferecem cursos ou estágios com esta finalidade;
- Possibilidade de aquisição de peças originais. É possível que uma equipe de manutenção possua pessoal treinado e equipamentos de teste para a manutenção de um determinado equipamento e opte por manutenção externa devido à dificuldade de obtenção de peças de reposição. A responsabilidade pela falta de calibração em um equipamento de sustentação de vida após sua manutenção é tão grande quanto a não colocação de determinadas peças ou dispositivos originais. Devido à falta de exigência contratual no momento da aquisição do equipamento, e dependendo da política interna da empresa fornecedora, esta pode recusar o fornecimento de peças de reposição ao grupo de manutenção. Também nesses casos é recomendável que, na fase de implantação do grupo, algumas manutenções sejam realizadas pelo fabricante ou representante técnico.

Apresentamos a seguir uma sugestão para auxílio na decisão entre a realização de manutenção interna ou externa, que consiste no preenchimento de uma tabela para cada equipamento ou grupo de equipamentos, na qual se atribui uma pontuação para cada parâmetro colocado.

	EQUIPAMENTO:		
GRUPOS	PARÂMETROS	PONTOS	TOTAL
I	Solicitação da administração	?	
II	Necessidade de rápido "tempo de resposta"	?	
III	Existência de pessoal treinado	10	
	Pessoal qualificado, mas não treinado	8	
	Pessoal com baixa qualificação técnica	0	
IV	Fácil acesso a peças de reposição	2	
	Relativa dificuldade para obter peças de reposição	1	
	Total impossibilidade de obter peças de reposição	0	
V	Existência de equipamentos de teste e ferramental	2	
	Existência apenas de ferramental	1	
	Não existência de ferramental e equipamentos	0	
VI	Existência de documentação técnica	2	
	Não existência de documentação técnica	0	
	TOTAL		

Tabela 1 - Pontuação atribuída a parâmetros que devem ser levados em consideração no auxílio da seleção de equipamentos para manutenção interna

A seleção de cada tipo de equipamento para manutenção interna é feita através da soma algébrica dos fatores técnicos incluídos nos grupos III+IV +V+ VI, que deve atingir um mínimo de 13 pontos. Assim, se para a manutenção corretiva de um determinado equipamento existir pessoal treinado (10 pontos), for fácil a obtenção de peças (2 pontos), existir apenas o ferramental para execução do trabalho (1 pontos) e não houver documentação técnica (0 pontos), este deverá ser incluído no grupo de equipamentos para manutenção interna tendo em vista que a soma totaliza 13 pontos. A inexistência de documentação técnica não deve ser um fator limitante na manutenção no caso do grupo possuir pessoal treinado no reparo do equipamento. Além disso, a grande maioria dos grupos de manutenção não possui documentação dos equipamentos sob sua

responsabilidade. Cabe ao responsável organizar seu gerenciamento de modo a exigir do fabricante a documentação necessária para manutenção no momento da aquisição do equipamento.

O grupo I foi colocado na tabela porque, conforme já explicado acima, a solicitação da administração é um parâmetro totalmente político e que pesa fortemente na decisão do responsável pelo grupo. Assim, mesmo que exista pessoal qualificado, mas não treinado, é importante que o responsável leve em consideração esse parâmetro.

O parâmetro considerado no grupo II leva em conta a necessidade resposta rápida na manutenção. Este parâmetro, normalmente, deve ser considerado para equipamentos que não possam ser substituídos em caso de quebra, ou seja, o EAS não possua equipamentos de reserva. Nesse caso, a consideração para inclusão ou não na lista de equipamentos para manutenção interna deve levar em consideração os demais fatores, principalmente a existência de pessoal treinado e de ferramental necessário, o fácil acesso a peças de reposição e a necessidade de ferramental.

Definição do tipo de contrato de manutenção a ser adotado

Entre os vários tipos de contratos que podem ser elaborados para manutenção externa de equipamentos hospitalares, sugerimos duas alternativas: *contratos de serviço por períodos determinados e contratos de serviço sob demanda.*

O *contrato de serviços por período* mais utilizado é o que inclui a mão de obra para manutenção corretiva (opcionalmente também a manutenção preventiva pode ser incluída) no valor do contrato entre a unidade de saúde e a empresa prestadora de serviço. Esse tipo de contrato é feito para equipamentos mais sofisticados (raios-X, ressonância nuclear magnética, tomografia computadorizada, gama câmara, acelerador linear, ultra-som, etc.), quando o custo de treinamento, o valor dos equipamentos necessários para teste de calibração, a dificuldade de obtenção de peças de reposição e provavelmente o salário diferenciado a ser pago para o técnico, não justificam a manutenção interna.

Entre as modalidades de *contrato de serviço sob demanda* podemos destacar duas: solicitação de concerto para empresas prestadoras de serviço

com preço e qualidade de trabalho e contrato com uma empresa específica, para atendimento de um grupo específico de equipamentos, em que a solicitação de concerto seria feita sob demanda. O primeiro tipo de contrato é bastante utilizado pelas equipes de manutenção para equipamentos de média e baixa complexidade. Nesse caso, a empresa só é chamada quando ocorre a necessidade de uma manutenção corretiva, sendo que o responsável pelo grupo deve sempre verificar o preço cobrado pelo serviço, comparando-o com outras empresas, e a qualidade do serviço prestado. Para grupos de manutenção pertencentes a estabelecimentos públicos, de acordo com o valor do serviço, será necessária a abertura de edital, com cláusulas que prevejam o valor e a qualidade do serviço. Na segunda modalidade de contrato de serviço sob demanda existe um contrato formal com um determinado prestador de serviço, que é pago pela manutenção corretiva somente quando ocorre a quebra do equipamento, não existindo a obrigatoriedade de um pagamento mensal, como é o caso de contratos de serviço por período. Esse tipo de contrato deve ser utilizado para equipamentos de média e baixa complexidade, que raramente quebram e que não estão incluídos no programa de manutenção preventiva. Embora pouco utilizada no Brasil, este tipo de contrato pode trazer algumas vantagens em termos de preço, tendo em vista a exclusividade, durante a vigência do contrato, do prestador de serviço, que em princípio foi também escolhido em função do preço e da qualidade.

Qualquer que seja o tipo de contrato a ser adotado, o modo pelo qual ele será negociado com a empresa e gerenciado pelo grupo de manutenção é um dos pontos críticos que define como o grupo, e conseqüentemente o seu responsável, será visto pelo restante do pessoal de saúde e principalmente pela administração da unidade.

Especificação do perfil e cálculo do número de pessoas para o grupo

Uma vez separados por grupo de compatibilidade e definidos o número e o tipo de equipamentos serão mantidos internamente pelo grupo, pode-se fazer a quantificação e a especificação do perfil do pessoal a ser contratado.

A quantidade de pessoas necessárias para cada grupo de equipamentos está diretamente relacionada com a quantidade de horas de trabalho anual que o grupo deve efetivamente dispor para manter todos os equipamentos

selecionados para serviço interno. Para este cálculo deve-se conhecer o número médio de horas necessárias para manutenção corretiva de cada equipamento (TMR), o tempo médio entre falhas de cada um destes equipamentos (TMF), e a quantidade de cada tipo de equipamento. Nesse cálculo, somente devem ser considerados os equipamentos selecionados pelo grupo para a manutenção corretiva interna. A manutenção preventiva também não deve ser considerada aqui, pois este procedimento só deverá ser adotado algum tempo (aproximadamente 12 meses) após a implantação do grupo de corretiva.

Para o cálculo anual da quantidade de horas de trabalho necessárias para manutenção corretiva (NHT/ano), temos:

NHT/ano = (n° de equipamentos do mesmo tipo) x (TMR) x (12meses/TMF)

Por exemplo, se a unidade dispõe de 6 monitores cardíacos, a média do número de horas para manutenção corretiva é de 2 horas por equipamento (TMR = 2 horas) e, se cada equipamento quebra em média 1,8 vezes por ano (para um TMF= 6,5 meses), será necessário dispor de um total de 21,6 horas técnicas por ano para este tipo de equipamento (6 equip. x 2 horas/corretiva x 1,8 vezes/ano).

Utilizando o mesmo procedimento de cálculo acima para todos os equipamentos enquadrados pelo grupo para manutenção corretiva interna e, somando todos os tempos (NHT/ano) obtidos, é possível obter o número total de horas técnicas que o grupo efetivamente deverá dispor para atender a manutenção interna do hospital. Infelizmente, tanto o TMF como o TMR são valores que ainda não são de fácil obtenção no Brasil. A tabela abaixo mostra valores de TMF, em meses, para os equipamentos médico-hospitalares com maior utilização dentro do complexo de saúde da Universidade Estadual de Campinas. Esses valores foram levantados com base em aproximadamente 24.000 ordens de serviços (últimos 30 meses) executadas pelo Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP. Os valores apresentados na tabela representam a média dos períodos transcorridos entre manutenções corretivas para cada tipo de equipamento, independentemente de sua marca. É possível que o valor médio apresente distorções entre um fabricante e outro, mas, como o número de OS's levantadas é bastante significativo, essas distorções podem ser reduzidas. Salientamos que esses autores desconhecem

publicações que informem valores de TMR e TMF para equipamentos de infra-estrutura no Brasil.

EQUIPAMENTO	TMF	EQUIPAMENTO	TMF
Agitador de plaquetas	30*	Estufa de uso comum	24
Agitador de tubos	30*	Foco cirúrgico	5,5
Agitador magnético	30*	Fonte de luz	11
Agitador orbital	24	Forno de bier	13,5
Aparelho de raios-X	09	Fototerapia	15
Aspirador cirúrgico	24	Freezer horizontal	30
Aspirador e compressor	15	Freezer vertical	12
Autoclave	10	Incubadora	7,5
Balança antropométrica	30*	Lâmpada de fenda	08
Balança eletrônica	30*	Laringoscópio	15
Banho-maria	30*	Mamógrafo	4,5
Berço aquecido	10	Máquina de hemodiálise	2,5
Bisturi elétrico	4,5	Mesa cirúrgica	7,5
Bomba de infusão	7,5	Mesa ginecológica	30*
Bomba de vácuo	30*	Microcentrifuga	15
Bomba de vácuo e ar	30*	Microscópio	20
Bomba para circulação extracorpórea	4,5	Microscópio cirúrgico	04
Broncoscópio	04	Microscópio eletrônico	02
Cardioversor	10	Monitor cardico	6,5
Centrífuga de bancada	30*	Monitor de pressão não invasiva	03
Centrífuga refrigerada	08	Monitor fisiológico	7,5
Colposcópio	8,5	Oftalmoscópio	20
Compressor de ar	15	Otoscópio	30*
Destilador	11	Oxímetro de pulso	09
Detetor fetal	15	Phmetro	15
Eletrocardiógrafo	06	Processadora	2,5
Eletroencefalógrafo	2,5	Refrigerador	30*
Equipo odontológico	06	Respirador	03
Estetoscópio	09	Serra de gesso	24

*Equipamentos cujo MTF é maior do que 30 meses, ou seja, que não apresentaram ocorrências no histórico de manutenção durante o período observado.

Os valores discriminados na coluna "TMF" significam o período, em meses, transcorrido entre as manutenções corretivas. Assim, por exemplo, o período médio entre manutenções corretivas de um aspirador compressor é de 15

meses, enquanto que para um broncoscópio esse período é de 4 meses. É muito importante salientar que os valores de TMF apresentados nessa tabela são oriundos de equipamentos pertencentes a um local somente (UNICAMP). Hospitais que possuem equipamentos mais antigos, mais novos ou com tecnologias diferentes, certamente terão valores um pouco diferentes.

Tendo o número total de horas que o grupo deve dispor para manutenção corretiva anual de todos os equipamentos selecionados para a manutenção interna, torna-se possível calcular o número de pessoas necessárias para realizar todo o trabalho. O primeiro valor a ser obtido é o número de horas por ano que um técnico realmente trabalha na manutenção corretiva, ou seja, o tempo total por ano que este técnico está, de fato, consertando um equipamento. Para esse cálculo temos:

- Total de horas de trabalho/ano = (40horas/semana x 52 semanas) = 2080 horas
- Total de horas a serem descontadas:

  Mínimo de 10 feriados por ano = 80 horas

  Férias anuais do funcionário = 160 horas

  Média anual de dias que o funcionário pode adoecer = 40 horas
- N° de horas que o técnico está disponível no hospital = 2.080 - 280 = 1.800 horas

Um outro ponto a ser considerado nesse cálculo é a produtividade do funcionário. Embora ele esteja presente no hospital, nem sempre está na bancada reparando um equipamento. De um modo geral, a literatura (Bronzino, 1992) sugere que seja usado um valor aproximado de 70% para o tempo em bancada. Mesmo bastante otimista para um cálculo inicial, esse valor deverá ser ajustado de acordo com a produtividade medida no desenvolvimento do trabalho pelo grupo de manutenção.

Assim, adotando o valor de 70% para a produtividade, o tempo total no período de um ano que o técnico estará realmente consertando um equipamento, ou seja, o tempo real para manutenção (TMC) será de 1.260 horas.

Dividindo a quantidade de horas de trabalho necessárias para manutenção corretiva (NHT/ano) por TMC, teremos o número total de técnicos necessários para a manutenção de todos os equipamentos selecionados pelo grupo para a manutenção corretiva interna.

Por exemplo, se após somarmos todos os NHT/ano de todos os equipamentos para manutenção corretiva interna, obtivermos um valor igual a 7500 horas, a divisão deste valor por um TMC de 1260 horas, indica a necessidade da contratação de 6 técnicos. Para facilitar o cálculo do número de técnicos para cada grupo de equipamentos (vide item 2.1 - Classificação dos Equipamentos por Grupo de Compatibilidade), o NHT/ano utilizado será o resultado obtido pela soma de todos os equipamentos de cada grupo de compatibilidade.

Queremos salientar novamente que não foi possível obter valores para a elaboração dos cálculos acima, para equipamentos de infra-estrutura. Por outro lado, a prática do pessoal de manutenção de infra-estrutura hospitalar demonstra que o custo anual desta manutenção é de aproximadamente 7% a 10% do valor total da obra.

Especificação da área física necessária

Os dados existentes no Brasil para a definição da área física ainda estão em estudo. Dados que descrevem as áreas necessárias por atividade estão disponíveis somente em livros estrangeiros (Veterans Health Administration). Dessa maneira, a informação contida na tabela abaixo é somente uma sugestão baseada em literatura estrangeira, mas que pode ser adotada também no Brasil.

O espaço de $37m^2$ é a área mínima para a instalação de um grupo de manutenção. Além desta área mínima, sugerimos um espaço de $9,3m^2$ para cada empregado que deve ser dividida entre o grupo de manutenção corretiva de equipamentos de eletrônica e de mecânica. Essa área total inclui um espaço entre as bancada para a colocação de algum equipamento de grandes dimensões (máquina de hemodiálise, ultra-som, estufas, etc.), espaço para a passagem de outro equipamento, arquivos, alguns equipamento mecânicos (furadeira de bancada, torno, esmeril de bancada, bancadas planas para trabalhos mecânicos, etc.).

Manut. corretiva e desenvolvimento	37m^2 (espaço mínimo) + 9.3 m^2/empregado
Recebimento e limpeza	9 m^2 (espaço minimo) + 2,3 m^2/empregado
Armazenagem	9 m^2 (espaço mínimo) + 2,3 m^2/empregado
Reuniões e biblioteca	14 m^2
Sala do diretor	14 m^2
Secret. e sala de espera	11 m^2 para 1 empregado mais 7,5 m^2/empreg Adicional
Banheiros	1 para até 20 ampregados

A área destinada ao recebimento e limpeza é um espaço onde o funcionário pode tanto abrir e limpar o equipamento como fazer os testes de inspeção para novos equipamentos adquiridos pelo EAS.

Na área de armazenamento, deve-se levar em consideração os armários necessários para o armazenamento de equipamentos e espaços no solo para o armazenamento de equipamentos de grandes dimensões.

Definição da infra-estrutura material necessária

Além das considerações já feitas, devemos considerar também os itens de materiais relacionados abaixo, que devem compor a infra-estrutura da equipe de manutenção.

- Ferramentas necessárias para os técnicos de eletrônica, mecânica e refrigeração (vide ANEXO I);
- Equipamentos essenciais para utilização em bancada (ANEXO II), equipamentos para teste e calibração de equipamentos médico-hospitalares (ANEXO III);
- Documentação técnica;
- Telefone e, ou Central de recados (bip);
- Escritórios, suprimentos operacionais (canetas, envelopes, papéis, etc.);
- Infra-estrutura predial para manutenção;

- Assinatura de revistas e publicações técnicas, compra de livros, etc;
- Diversos

Ferramentas necessárias para os técnicos de eletrônica, mecânica e refrigeração.

Como será visto nos capítulos sobre manutenção corretiva e preventiva, todas as vezes que um técnico é enviado para execução de um serviço fora da oficina (relacionado a um equipamentos ou manutenção predial), deve levar consigo uma maleta com um mínimo de ferramentas essenciais. Este procedimento reduz significativamente o tempo de reparo, assim como evita as idas e vindas entre a oficina e o local de execução do serviço. No Anexo I há uma lista com a relação das ferramentas básicas necessárias para técnicos de manutenção de equipamentos eletrônicos, mecânicos e de refrigeração. Cada técnico deve ter uma maleta para guardar estas ferramentas, assim como outros materiais específicos do conjunto de equipamentos pelos quais ele é responsável. No Anexo II apresentamos uma relação de equipamentos de utilização geral que devem fazer parte dos recursos do grupo de manutenção. Como o manual é destinado à implantação de um grupo de manutenção de equipamentos e materiais de infra-estrutura existentes em um hospital, a relação contempla um número bastante grande de equipamentos para manutenção de itens de hotelaria, eletrônicos, mecânicos e de infra-estrutura predial.

Material para teste e calibração de equipamentos sob manutenção

O Anexo III relaciona os equipamentos de teste e calibração que são muito utilizados por equipes de manutenção de equipamentos médico-hospitalares. É importante salientar que, embora nem todos os equipamentos possam ser adquiridos em função do alto custo total, alguns deles são fundamentais para o grupo (marcados com *), tendo em vista que são utilizados para teste de equipamentos médico-hospitalares para sustentação de vida dos pacientes.

Documentação técnica

Nem todos os equipamentos existentes no hospital possuem documentação técnica que auxilie sua manutenção. Enquanto alguns fabricantes se dispõem a entregar esta documentação gratuitamente, outros somente as vendem. Entretanto, nem todos os fabricantes estão dispostos a fornecer a documentação, tendo em vista que favorecem seus representantes técnicos

na região. Assim, logo que o grupo de manutenção for implantado, seu responsável deve visitar os vários serviços clínicos e reunir toda a documentação relativa aos equipamentos do hospital, inclusive os manuais de operação ainda existentes (vide capítulo 3, sobre gerenciamento). Com isso, é possível identificar a documentação faltante e tentar providenciá-la junto ao fabricante ou a outros hospitais que possuam o mesmo equipamento. Por essa razão, é necessário programar uma reserva financeira para a aquisição da documentação dos equipamentos com maior prioridade, ou seja, daqueles que terão manutenção interna e que foram priorizados em função da tabela 1 de decisões, já apresentada no item "Local de Realização da Manutenção".

Telefone e, ou Central de recados (bip)

O sistema de comunicação do local onde está localizado o grupo de manutenção, assim como a comunicação entre os técnicos do grupo, é fundamental tanto para o gerenciamento como para a visão do usuário com relação à qualidade do serviço oferecido. Assim, caso a administração permita, além da obrigatoriedade de instalação de um sistema de telefonia, seria importante o aluguel de um sistema de comunicação do tipo "bip" ou "pager" que permita a implantação de um programa de plantão noturno ou de final de semana à distância, assim como a localização do pessoal técnico em casos de emergência. O grau de dificuldade que o usuário encontra para comunicação com o pessoal de manutenção reflete diretamente na visão de qualidade de serviço que o grupo pretende apresentar.

Escritórios, suprimentos operacionais (canetas, envelopes, papéis, etc.)

Com a implantação do grupo, é necessário que sejam considerados os custos relativos à aquisição de mobiliário para escritório (escrivaninhas, mesas para computadores e, ou máquinas de escrever, computadores e seus acessórios, impressoras, armários, prateleiras, arquivos de aço, cadeiras e mesa para reunião) e mobiliário para a oficina de manutenção (bancadas, armários, mesas e cadeiras).

Além do mobiliário, a manutenção exige uma série de materiais e atividades burocráticas que envolvem desde o gerenciamento diário do grupo até a comunicação escrita com os usuários dessa infra-estrutura. Assim, caso os materiais de escritório não sejam diretamente fornecidos pela administração do hospital, é necessário uma programação financeira para a aquisição de

papéis, canetas, borrachas, fita de maquinas de escrever, material de informática, etc.

Para o pessoal que trabalha com equipamentos eletrônicos, é importante que sejam instaladas nas bancadas, tomadas com configurações (pinos - redondos e chatos, triangulares, etc.) e tensões (110 V e 220 V) que permitam a conexão dos diferentes equipamentos existentes na unidade. O Anexo VII apresenta sugestão para o projeto de uma bancada para oficina mecânica. A eliminação do armário existente em cima e substituição por uma prateleira (tábua), permite sua utilização em oficina eletrônica. Nessa prateleira serão colocados equipamentos de teste e de geração de sinais.

Infra-estrutura predial para manutenção

Devido ao grande universo de equipamentos médico-hospitalares que utilizam diferentes princípios físicos e diferentes fontes de energia elétrica ou mecânica, é necessário que a oficina possua cada uma dessas fontes para que os equipamentos possam ser operados. Assim, é necessário que sejam instalados pontos de ar comprimido para o funcionamento de ventiladores mecânicos, rede elétrica para 110V e 220V com tomadas de diferentes tipos pelo motivo mencionado acima, uma rede de terra de acordo com as normas ABNT (NBR 5410, NBR 5419 e NBR 13534), iluminação de acordo com as orientações técnicas da NR-15, Anexo quatro da portaria de 08/06/78 do Ministério do Trabalho, níveis mínimos de iluminamento em Lux por atividade, um tanque grande com ponto de água para lavagem de equipamentos e peças sujas de graxa ou eventualmente de substâncias orgânicas, um ponto de ar comprimido para limpeza de materiais empoeirados através de ar pressurizado e um armário, preferencialmente na parte externa, para armazenamento das substâncias inflamáveis (querosene, éter, gasolina, álcool) utilizadas na limpeza e desengraxe de alguns componentes elétricos, óticos e mecânicos.

Assinatura de revistas e publicações técnicas, compra de livros, etc.

A aquisição de revistas, publicações especializadas, manuais de manutenção e livros técnicos, é fundamental para que as pessoas do grupo possam estar sempre atualizadas com o que ocorre na área de manutenção. Por menor que seja o número de pessoas que compõem esse grupo, é importante a existência

de fontes de informações sobre os novos lançamentos de equipamentos médico-hospitalares a nível nacional e internacional, locais de aquisição de peças de reposição, dispositivos de infra-estrutura predial e sensores médicos. Essas informações, bem como os catálogos de equipamentos, são normalmente distribuídas gratuitamente pelos próprios fabricantes ou fornecedores dos materiais. A organização de uma pequena biblioteca que contenha todas estas informações é muito importante para o caso de especificações técnicas de novas aquisições, assim como, para a discussão com o corpo clínico sobre os recursos que cada equipamento pode oferecer. É também importante a aquisição de livros sobre sistemas de gerenciamento em manutenção e sobre os princípios de funcionamentos de alguns equipamentos médico-hospitalares tais como ultra-som, tomografia computadorizada, raios-X, ressonância nuclear magnética, etc. O entendimento básico do princípio de funcionamento desses equipamentos auxilia a discussão com os médicos e a programação de eventuais cursos de atualização para o corpo técnico do grupo de manutenção.

Diversos

O cálculo de uma reserva financeira para este item depende do tipo de estrutura do EAS, assim como das necessidades do grupo de manutenção. Em alguns casos, por exemplo, o local de manutenção fica distante dos locais onde estão os equipamentos, o que implica na necessidade de transporte. Dependendo da filosofia administrativa do EAS, o grupo deve possuir um meio de transporte, o que demanda gastos com manutenção e combustível, ou então o transporte do equipamento deve ser providenciado pela unidade que solicita o serviço. Um outro problema que depende da administração da unidade é a responsabilidade pelo transporte de pessoas para aquisição de peças de reposição. Assim, antes de fechar o orçamento para implantação do grupo e futuramente o orçamento anual para a manutenção do grupo, é importante que o responsável avalie itens como:

- Transporte de equipamentos e o custo do seguro para este transporte
- Transporte de pessoal para o local de reparo dos equipamentos
- Diárias para pessoal de compras ou treinamentos
- Despesas de viagem para eventuais treinamentos

- Despesas com pessoal para eventuais visitas ao fabricante ou fornecedor
- Despesas de viagem para eventuais visitas aos prestadores de serviço
- Despesas de viagem para visitas a outros grupos de manutenção
- Aquisição de equipamentos de laser (rádio, toca fitas, geladeira, etc.)
- Despesas com lanches, café, etc.
- Pagamento de aluguéis (sistemas de comunicação, área ocupada pela manutenção, equipamentos específicos, etc.)
- Aquisição de materiais de limpeza

Organização dos custos de implantação e manutenção do grupo

Uma das maneiras de simplificar o cálculo do custo de implantação e manutenção do grupo de manutenção e de facilitar a apresentação do relatório à administração é enquadrar cada um dos itens acima em duas classes, ou seja, *itens de custo variável* e *itens de custo fixo*.

Itens de custo variável são aqueles cujo valor se altera de maneira diretamente proporcional à produção do grupo; quanto maior a produção, maior o gasto que o grupo terá com esses itens. Itens de custo variável também podem ser entendidos como aqueles que não existirão se não houver força de trabalho. Nessa classe não enquadram:

- Despesas com treinamento dos funcionários
- Material de consumo para o escritório
- Aluguéis de sistemas de comunicação
- Peças de reposição de alta circulação (componentes eletrônicos, peças mecânicas de pequeno porte, substâncias de limpeza, etc.)
- Qualquer outra despesa que dependa do trabalho desenvolvido pelo grupo (viagens, combustível, diárias, etc.)

Itens de custo fixo são aqueles cujo valor não se altera, independentemente da quantidade de trabalho desenvolvido. Nessa classe são enquadrados:

- Salários e encargos dos funcionários do grupo de manutenção;
- Aluguel e, ou valor da área onde está localizada a equipe de manutenção;
- Depreciação do capital investido em equipamentos de teste e calibração;
- Sistemas de comunicação que sejam adquiridos em caráter permanente;
- Peças de reposição que devem ficar armazenadas em função da dificuldade ou demora em sua obtenção (tubos de raios-X, placas de circuito impresso de equipamentos fora da linha de fabricação, etc.). Os valores envolvidos são normalmente bastante altos e podem representar uma porcentagem significativa do total dos itens de custo fixo.

O conhecimento detalhado de cada um dos itens levantados acima é bastante complexo, tanto para EAS's que nunca praticaram o controle de gastos com equipamentos, como para pessoal iniciante na área de manutenção. Assim, é provável que o responsável pela elaboração da proposta tenha informações suficientes para o cálculo dos custos de alguns itens e fazer algumas estimativas para o restante dos itens. Qualquer que seja a qualidade da informação que esse responsável possa obter, dificilmente poderá negligenciar qualquer um dos itens listados, sob o risco de necessitar em futuro bem próximo de uma complementação no orçamento. Mesmo para um grupo iniciante, isto pode refletir negativamente na visão que a administração possa ter do responsável. Por outro lado, se todos os custos foram levantados e apresentados, mas a administração não contemplou o valor total do orçamento, uma eventual solicitação extra-orçamentária no futuro será plenamente justificável embora eventualmente também não seja atendida.

Elaboração de proposta para apresentação à administração

Uma vez terminado todo o levantamento de dados sobre o parque de equipamentos existentes no EAS e calculados os recursos necessários para a implantação do grupo de manutenção, deve ser elaborada e apresentada à administração, uma proposta para a implantação da equipe de manutenção contendo os resultados desse trabalho. Essa proposta, embora deva ser bastante concisa, deve apresentar todos os recursos necessários para a implantação do grupo. Uma estratégia que pode ser utilizada para esse caso, é a divisão da proposta em duas partes. A primeira conteria uma rápida descrição

dos recursos humanos, materiais e financeiros necessários para a implantação do grupo (máximo de três páginas). Uma sugestão do formato desse relatório é apresentada no Anexo VIII.

A segunda parte da proposta seria mais descritiva, com a forma e conteúdo sugeridos abaixo. Assim, caso o administrador queira maiores informações sobre as solicitações apresentadas na primeira parte da proposta, ele encontrará na segunda parte, todos os cálculos e justificativas referentes a cada item solicitado. A utilização dessa estratégia tem como objetivo evitar que várias páginas sejam lidas para entender o que realmente está sendo solicitado.

Mostramos a seguir uma forma de apresentação e do conteúdo para a elaboração da segunda parte da proposta:

Introdução: fazer uma descrição resumida da finalidade do grupo, os serviços a serem implantados prioritariamente e a justificativa da priorização. Críticas a determinados grupos e problemas devido à má administração eventualmente detectados em cada um dos serviços do EAS não devem, em hipótese alguma, ser colocados na proposta.

Metodologia Utilizada: descrever os métodos utilizados para o cálculo dos valores de cada item de custo fixo e de custo variável. Expor o método utilizado para o cálculo do número de técnicos com os respectivos perfis para cada grupo de equipamentos, o método empregado para o cálculo da área física e as justificativas para a aquisição dos equipamentos de teste.

Cronograma de Atividades: elaborar um cronograma para mostrar a época de implantação de cada atividade (curto, médio e longo prazo) a ser desenvolvida pelo grupo, com a justificativa para as datas de implantação apresentadas. Nesse caso, é importante não só uma justificativa política, mas também a apresentação de uma fundamentação econômica, principalmente se esta tem a intenção de diluir ao longo do tempo, os custos iniciais da implantação de uma determinada atividade.

Cronograma de Desembolso: o cronograma de desembolso está fortemente ligado ao cronograma de atividades. Entretanto, algumas atividades não dependem de investimentos financeiros, mas desenvolvimentos educacionais

(treinamento) ou gerenciais. Assim, esse item deve ser ordenado de modo que os desembolsos sejam efetuados somente quando as atividades a desenvolver efetivamente demandem um investimento financeiro.

Conclusão: expor as expectativas do responsável pelo grupo, ou seja, as metas que ele pretende atingir, uma vez que alguns problemas relativos aos equipamentos já foram estudados e o tipo de apoio (não só financeiro) que ele espera da administração para atingir as metas propostas.

Uma vez elaborada, a proposta contendo os custos para implantação e manutenção do grupo de manutenção deve ser apresentada de maneira formal à administração do EAS. Esse momento será importante para a definição dos valores que serão investidos e, fatalmente, determinará a dimensão e a qualidade de serviço que o grupo poderá oferecer. Devido à necessidade de novos investimentos, é altamente provável que as pessoas da administração do EAS façam um grande número de questionamentos e questionem uma série de valores calculados e apresentados na proposta. Assim, é fundamental que a pessoa que a elaborou e que certamente irá apresentá-la, tenha conhecimento de cada detalhe de cada informação obtida para execução dos cálculos, assim como a teoria utilizada para a elaboração de cada um dos cálculos.

É recomendável que a apresentação seja feita com a utilização de recursos áudio visuais (transparências, slides, etc.) e que uma cópia da proposta seja distribuída para cada uma das pessoas da administração do EAS que tenha poder de decisão, mesmo que algumas dessas não possam assistir a palestra.

Após a apresentação, é bem provável que haja a necessidade de uma redefinição de metas e conseqüentemente dos custos envolvidos. É importante que nesse momento o responsável pelo grupo de manutenção entenda perfeitamente as alterações solicitadas pela administração e tenha versatilidade e criatividade suficientes para fazê-las sem prejudicar as metas principais por ele definidas. Esse responsável deve entender que a manutenção é uma atividade quase sempre encarada pelo pessoal de saúde como uma atividade secundária para o atendimento clínico, uma atividade não produtiva (mas, de despesa) pela administração e, principalmente, muito concorrida pelos prestadores de serviço que fatalmente irão perder parte do mercado se o grupo de manutenção for implantado no EAS.

GERENCIAMENTO DA MANUTENÇÃO

Os métodos de gerenciamento para monitoração de um equipamento pertencente ao EAS devem ser desenvolvidos e executados a partir da solicitação de aquisição por parte do grupo médico ou de qualquer outro setor de apoio aos serviços existentes na unidade. Ao grupo de manutenção cabe uma participação efetiva no processo de especificação do equipamento, contato com os fabricantes ou fornecedores, avaliação dos equipamentos disponíveis no mercado, elaboração de critérios e exigências técnicas que devem constar do contrato de aquisição, verificação da conformidade com o que foi solicitado, aceitação e instalação do equipamento adquirido. Após a instalação, os métodos de gerenciamento devem ser dirigidos à manutenção e desativação do equipamento. Embora o processo burocrático varie bastante entre as instituições públicas e privadas, os procedimentos técnicos são bastante semelhantes. A explicação para algumas dessas atividades exigiria um manual quase tão extenso quanto este e fugiria do escopo principal, que é o gerenciamento da manutenção. Dessa maneira, enfocaremos aqui somente os procedimentos gerenciais que devem ser desenvolvidos após a chegada do equipamento no EAS.

Uma vez autorizada, pela administração do EAS, a implantação do grupo de manutenção, é necessário desenvolver o sistema de gerenciamento a ser praticado pelo grupo. Esse sistema deverá definir:

- Os controles envolvidos para o *recebimento* dos equipamentos adquiridos pelo EAS;
- Os controles envolvidos para um equipamento desde a solicitação do serviço para sua *manutenção* até seu retorno em operação;
- Os *controles periódicos* em relação ao grupo de manutenção e em relação à qualidade dos serviços por ele oferecidos.

Gerenciamento dos serviços de manutenção: recebimento

O recebimento de um equipamento que chega ao EAS envolve três atividades; avaliação, aceitação e instalação. No processo de *avaliação* do equipamento recém adquirido a primeira atividade é a abertura da embalagem que envolve o equipamento SEMPRE na presença do fornecedor, com exceção

de casos em que o fornecedor autorize por escrito que a embalagem pode ser aberta sem sua presença. Esse procedimento evita problemas entre fornecedor e comprador por eventuais danos que ocorram no equipamento durante o transporte ou por falta de partes (peças, dispositivos, acessórios e documentação) que deveriam estar incluídas na embalagem. Na abertura da embalagem, um membro do grupo de manutenção deve estar sempre presente e ter em mãos a relação do material adquirido, assim como as exigências técnicas contratuais definidas antes da aquisição. Caso falte algum item, este deverá ser anotado e reconhecido pelo fornecedor. É recomendável que toda a documentação que acompanha o equipamento seja devidamente arquivada de modo a facilitar futura utilização. Alguns grupos de manutenção tiram cópia do manual de operação para entrega aos operadores do equipamento e arquivam o original para que eventuais perdas durante seu manuseio possam ser repostas. Porém, alguns operadores podem exigir o original tendo em vista a melhor qualidade de impressão e apresentação do original. Nesses casos recomenda-se que durante o processo de aquisição sejam exigidos dois manuais de operação.

A *aceitação* do equipamento depende não só da avaliação, mas de testes que possam ser executados pelo grupo, que podem variar desde a simples demonstração de que o equipamento está em perfeitas condições de funcionamento até a utilização de equipamentos de testes (vide relação destes equipamentos no Anexo II) e o uso de fantomas específicos (materiais que simulam tecidos biológicos, placas que definem resolução de equipamentos de imagem, etc.). A administração deve estar em sintonia com o grupo de manutenção e somente executar o pagamento do equipamento após um parecer positivo relativo ao processo de aceitação. Os procedimentos de testes para aceitação são específicos para cada tipo de equipamento e devem ser elaborados pelo grupo de acordo com os recursos materiais disponíveis.

A *instalação* do equipamento pode envolver atividades bastante complexas e que podem até exigir a contratação de serviços externos ao EAS. O funcionamento adequado do equipamento a ser instalado pode depender dos mais diversos tipos de recursos (hidráulicos, mecânicos, potências elétricas estáveis e, ou elevadas, esgotos especiais, tratamento de dejetos, blindagem magnética, blindagem para radiações ionizantes, monitoração e controle de temperatura e umidade, iluminação especial, etc.). Assim, antes do processo

de aquisição, é importante que o responsável pelo grupo de manutenção tenha se informado de todas as necessidades do equipamento (que certamente implicará em custos adicionais) e acompanhado todo o processo de execução da infra-estrutura exigida pelo equipamento. Um outro ponto importante é a verificação reconhecimento, *por escrito,* por parte do fabricante ou empresa fornecedora, de que toda as exigências feitas na pré-instalação para o funcionamento normal do equipamento foram atendidas. Isto evita que, em caso de problemas com o equipamento, a empresa alegue que o EAS não obedeceu às exigências ambientais (ar condicionado, umidificação, iluminação, etc.), de energia (potência da rede, nível de tensão, estabilidade da rede elétrica, etc.) ou qualquer outro pré-requisito para a instalação. Para isso, sugerimos um formulário simples, para lembra o responsável pela manutenção, assim como, o técnico que recebe o equipamento, que o instalador deve verificar e emitir um parecer sobre as condições de pré-instalação.

Para facilitar todo o processo de recebimento, apresentamos a seguir sugestões de formulários para cadastramento e instalação dos equipamentos. O preenchimento do Formulário para Recebimento e Instalação de Equipamento é o primeiro passo para o cadastramento e sua inclusão no inventário já elaborado pelo grupo de manutenção. Esse formulário possui todas as informações que serão utilizadas no sistema de gerenciamento de equipamentos e uma série de questões que devem ser respondidas pelo técnico durante o processo de recebimento e que têm o propósito de lembrar ao técnico os itens que serão muito importantes em fase posterior, para o gerenciamento do equipamento. Assim, no recebimento do equipamento a primeira parte a ser preenchida é a de concordância com a condição da pré-instalação. A segunda parte é a de recebimento, com todas as questões pertinentes ao equipamento respondidas. O segundo é o Formulário para Cadastramento e deve conter todos os dados provenientes do formulário de recebimento, mais nota fiscal, telefones, endereços, etc.

Como o preenchimento dos formulários não apresenta grandes dificuldades, explicaremos somente os itens que podem causar alguma dúvida ao leitor.

No Formulário para Recebimento e Instalação de Equipamento o quadro de pré-instalação deve ser preenchido e assinado por uma pessoa responsável pela empresa (vide acima, o texto que discute a instalação do equipamento). Ainda neste formulário existe um local para a anotação do nome da pessoa

que o preencheu. Por um outro lado nem sempre quem o preencheu é a pessoa responsável pela instalação. Existem casos em que a instalação é feita por um estagiário. Dessa maneira, existe também um campo determinado para que a pessoa responsável pela instalação do equipamento anote seu nome e assine, responsabilizando-se pelos dados registrados no formulário.

No Formulário para Cadastramento do Equipamento, no item:

- *Recursos:* deve ser colocado o tipo de contrato feito para a aquisição do equipamento, ou seja, se foi comprado pela EAS, se *é contrato em comodato* ou se foi alguma doação feita ao estabelecimento. No caso de comodato, normalmente o responsável por executar a manutenção é a empresa fornecedora, que deve ser chamada para eventuais reparos ou consertos.
- *Grupo executor:* define o grupo responsável pela instalação do equipamento.
- *Assistência técnica:* colocar o nome e, se possível, o telefone da empresa fornecedora dos serviços de garantia, que será a mesma que dará assistência técnica pós-garantia.
- *Unidade do EAS, Local da Unidade, Departamento, Serviço:* podem ser individualmente retirados do formulário caso o EAS não disponha de todas estas divisões em seu sistema de administração. Podemos citar como exemplo:

  Unidade do EAS: Centro de Assistência Integral à Saúde da Mulher;

  Local da Unidade: Bloco III;

  Departamento: Neonatologia;

  Serviço: UTI Neonatal.
- *Manual:* anotar o número da pasta onde constam todas as informações relativas ao equipamento (manuais, catálogos, circuitos, etc.), se o cadastro do equipamento, assim como seu histórico, ficarem em um outro arquivo.
- *Responsável pelo departamento:* citar o nome da pessoa que responde pelo departamento onde o equipamento é instalado.

- *Código/ "part number":* preencher com os códigos de todas as peças ou acessórios que acompanham o equipamento na sua entrega.
- *Descrição do material:* escrever por extenso o nome da peça, acessório ou material de consumo (tinta, papel, lubrificantes, lâmpadas, etc.) que acompanham o equipamento na sua entrega.

FORMULÁRIO PARA CADASTRAMENTO DE EQUIPAMENTOS					
Equipamento:_____				Nº do patrimônio	
Modelo: _____ Código do equipamento|__|__|-|__|__|__|__|__|__|				Grupo executor	
Fabricante: Marca:			Unidade do EAS		Local da Unidade
nº de série			RECURSOS Próprio ☐ Comodato ☐ Doação ☐	Departamento	
Assistência Técnica _____ Tel. Assist. Técnica _____				Serviço	
Custo em US$	Venc. da Garantia ___/___/___	Contrato de manutenção S ☐ N ☐	nº da Nota Fiscal	Telefone	Ramal
Data da instalação ____/____/____			Responsável pelo Departamento		
Manual (Nº Pasta)	Tensão (Volts)		Potência (Watts)		

RELAÇÃO DO MATERIAL ENTREGUE COM O EQUIPAMENTO		
Quantidade	Código/ "part number"	Descrição do material

FORMULÁRIO PARA RECEBIMENTO E INSTALAÇÃO DE EQUIPAMENTOS

PRÉ-INSTALAÇÃO

1 - As necessidades de pré - instalação abaixo foram atendidas? S ☐ N ☐
2 - A pré - instalação foi aprovada pelo fabricante ou fornecedor? S ☐ N ☐

Vistoriada por: _____
nome / firma

Comentários: _____
_____
_____

INSTALAÇÃO

1 - Estado do Equipamento: Bom ☐ Danificado ☐

2 - Acompanha manual técnico e, ou esquemas?
S ☐ N ☐ Relacione os manuais? _____
_____

Comentários: _____
_____

3 - Quais partes e peças acompanham o equipamento?
Descrição e seus respectivos dados de identificação (Nº de série se houver):
_____
_____

4 - Qual a tensão de alimentação? 110 ☐ 220 ☐ 110/220 ☐ Outros ☐ _____

5 - Qual a potência do equipamento? _____ (W)

6 - O Equipamento possui bateria? S ☐ N ☐
Especificação: _____
_____

7 - Tipos de fusíveis externos e, ou internos (Para 110 e 220 V)
Especificação: _____
_____

8 - Utiliza lâmpada(s)? S ☐ N ☐ Quantas? _____
Especificação das lâmpadas: _____
_____

9 - Utiliza Gás (es)? S ☐ N ☐
Especificação (concentração/pureza)_____

FORMULÁRIO PARA RECEBIMENTO E INSTALAÇÃO DE EQUIPAMENTOS

10 - Utiliza fluido refrigerante? S ☐ N ☐
Especificação: _____

11 - Consome outros tipos de materiais (papel, tinta, etc...)?

Especificação: _____
_____

12 - O equipamento passou nos testes de segurança elétrica? S ☐ N ☐

Comentários: _____
_____

13 - O equipamento passou nos testes de segurança radiológica? S ☐ N ☐

Comentários: _____
_____

14 - O equipamento está funcionando adequadamente? S ☐ N ☐

Comentários: _____
_____

15 - Usuário é instruído sobre a operação do equipamento? S ☐ N ☐ Instrução não necessária ☐

Em caso afirmativo, por quem? Pessoal interno ☐ Fornecedor ☐

Comentários: _____
_____

16 - O equipamento foi aprovado? S ☐ N ☐
Em caso negativo, preencha ou comente o motivo.

Falta de documentação técnica ☐ Equipamento não funciona ☐ Outros ☐

Falta de peças e/ou partes ☐ Demonstração incompleta ☐

Comentários: _____
_____

Avaliado por: _____ Data: ___/___/___
(nome da pessoa que preencheu o formulário)

Obs: Este parecer leva em consideração o ponto de vista técnico, não foi incluído o parecer do usuário.
Data: ___/___/___

_____
nome do responsável pela instalação

_____
assinatura do responsável pela instalação

Gerenciamento dos serviços de manutenção: manutenção

O primeiro ponto a ser lembrado ao se iniciar um serviço que envolve pessoas eminentemente técnicas é que a maioria delas não gosta de preencher papéis. Assim, é recomendável que todos os dados essenciais para o gerenciamento do grupo sejam reunidos em um só formulário, preferencialmente a Ordem de Serviço (OS), uma vez que os técnicos necessariamente deverão tê-la em mãos ao fazer a manutenção do equipamento.

Basicamente, uma OS deve conter:

- Identificação do equipamento
- Dados do serviço clínico solicitante
- Tipo de serviço solicitado
- Controle de falhas
- Controle do trabalho executado incluindo o controle de horas de serviço
- Controle do material utilizado com o custo de cada material.

Apresentamos a seguir, um modelo de Ordem de Serviço contendo as informações básicas para o gerenciamento inicial de um grupo de manutenção (equipamentos e predial). Para grupos encarregados da manutenção de equipamentos médico-hospitalares, assim como da infra-estrutura predial, os dados contidos nessa OS são aqueles mais utilizados para o gerenciamento. Entretanto, a quantidade de dados existentes em uma OS pode ser ampliada de acordo com o aumento de atividades oferecidas e a conseqüente necessidade de um gerenciamento mais elaborado. É importante lembrar que todos os dados existentes em uma OS devem ser utilizados para o gerenciamento atual. Dados que poderão fornecer informações em longo prazo devem ser colocados quando forem utilizados.

A OS proposta é dividida em quatro campos; cada campo, com vários quadros, deve ser preenchido de acordo com o fluxo de trabalho executado pelo sistema de manutenção.

Embora não esteja registrado em nenhum dos quatro campos, o primeiro item a ser preenchido pelo grupo de manutenção é o *Número da OS,* que pode ser codificado de maneira seqüencial para cada ano (exemplo: 130/96, 330/ 97, 001/98, etc.), independentemente do tipo de serviço realizado. A codificação utilizada para a numeração da OS pode também discriminar o tipo de serviço realizado através de uma numeração alfanumérica, de modo seqüencial, por ano (exemplo: para manutenções prediais, 130P/96, 330P/97, etc; e para manutenções em equipamentos, 130E/96, 330E/97, etc.) Esta última maneira de codificação para numeração pode facilitar a contagem mensal e consequentemente anual da quantidade de serviços realizados pelas diferentes equipes do grupo de manutenção.

O primeiro e o segundo quadro do primeiro campo da OS, devem ser preenchidos pelo *usuário.* Eles identificam o tipo de serviço solicitado, ou seja, manutenção de equipamentos médico-hospitalares ou manutenção da infra-estrutura predial. No quadro *Manutenção do equipamento* estão contidos os dados referentes ao equipamento a ser encaminhado à manutenção; esses dados servirão para o setor administrativo do grupo identificar e cadastrar corretamente o equipamento para o controle mensal e, ou anual de manutenção. Nesse quadro, o usuário fornece informações sobre o tipo de *equipamento,* seu *fabricante, N° de série, N° de Identificação* (pode ser o n° de patrimônio ou o código de identificação do equipamento, caso o EAS disponha de um sistema de codificação), o *modelo* do equipamento e o serviço que o usuário deseja solicitar ao grupo de manutenção (*serviço solicitado*). Conforme será explicado adiante, nem sempre o serviço solicitado pelo usuário é exatamente aquele qbue o grupo irá executar. Nesse quadro, também existem espaços para a especificação do item em que a *falha é apresentada* (*no equipamento* ou no *acessório do equipamento*) e para a *descrição do defeito* conforme entendimento do usuário.

Para o preenchimento do quadro *Manutenção predial,* há no verso da OS um quadro com a DESCRIÇÃO DOS TIPOS DE SERVIÇOS, que contem exemplos dos tipos de atividades contidas em cada serviço a ser solicitado, e orienta o usuário sobre o enquadramento do tipo de serviço que deseja solicitar. Ainda nesse quadro, é solicitado ao usuário que faça uma *descrição do serviço* a ser executado ou do defeito a ser reparado conforme seu entendimento.

No terceiro quadro do primeiro campo, deve ser informado o *serviço ou departamento* ao qual pertence o usuário, o *nome do funcionário solicitante* do serviço, *telefone* de contato em caso de necessidade de maiores informações por parte do grupo de manutenção, a *data* e a *hora* em que ocorre a solicitação, o *serviço* (radiologia, pediatria, laboratório, etc.) a que o usuário pertence e o *local* (n° de sala, nome do ambulatório, nome da enfermaria, etc.) onde está o equipamento. Ainda nesse campo, o usuário deve preencher o *grau de necessidade* do serviço solicitado, ou seja, se o serviço deve ser executado de acordo com a disponibilidade do pessoal da manutenção (normal) ou se existe um caráter de urgência na solicitação (urgente). Esses dados auxiliam o responsável pelo grupo a dividir com o usuário a priorização dos serviços a serem executados. Há, entretanto, o risco de o usuário pedir todos os serviços com urgência, para que suas solicitações sejam executadas com maior rapidez. Assim, a conscientização do usuário para o preenchimento correto desse item é fundamental. Para isso, a sugerimos que o chefe do grupo de manutenção organize uma reunião de esclarecimento com os responsáveis pelos serviços no hospital para esclarecer e definir as condições que caracterizam o serviço como urgente.

O segundo campo da OS (*Manutenção*), deve ser preenchido pelo pessoal do grupo de manutenção. O primeiro quadro desse campo contém os dados referentes ao local de execução da manutenção, ou seja, *Manutenção Interna*

(executada pelo grupo) ou *Manutenção Externa* (executada por terceiros). Existe também nesse campo a informação referente ao *Grupo* para o qual a OS será enviada para execução do serviço de manutenção (vide capítulo 2 item 2.1 – Classificação dos equipamentos por grupo de compatibilidade).

Nesse campo o grupo de manutenção deve descrever o *tipo de serviço* executado. Às vezes ocorre que uma solicitação de manutenção preventiva gera uma manutenção corretiva. Para melhor controle da quantidade e tipo de serviço que o grupo executa, seria interessante que, em casos como esse, uma outra OS fosse aberta para a manutenção corretiva. Em outros casos, uma solicitação de manutenção corretiva é classificada pelo grupo de manutenção como uma rechamada, tendo em vista o curto período decorrente desde a última manutenção corretiva. As rechamadas podem ser utilizadas pelo grupo como um dos indicadores para avaliação da qualidade do serviço oferecido.

Dados que não devem ser omitidos pelo técnico quando preencher esse quadro: a *data* de atendimento e o horário em que chegou ao local para atender a solicitação de serviço (*hora de chegada do técnico*). Em casos de manutenção descentralizada, onde os equipamentos a serem mantidos estão distantes da oficina de manutenção, é importante que o técnico registre também o tempo gasto para deslocamento (*tempo de deslocamento*). Convém lembrar que este tempo de deslocamento deve ser multiplicado por dois, uma vez que o tempo de retorno do técnico para a oficina central, em princípio, igual ao tempo de ida ao local para atendimento, também representa custo para o grupo. A necessidade de controle desses dados relativos ao tempo, será explicada adiante no item - gerenciamento dos serviços de manutenção: controle periódico.

Ainda no segundo campo existem duas tabelas para controle do trabalho, e o seu preenchimento é de fundamental importância para o gerenciamento do grupo de manutenção. Na primeira tabela é feito o controle do material utilizado durante a manutenção. Existem colunas para identificação do *número da requisição* para aquisição da peça ou para o controle de estoque (para peças solicitadas ao almoxarifado), o *código* de identificação da peça, a descrição do *material utilizado* (nome da peça), a *quantidade* de cada tipo de peça utilizada e *o custo total* por tipo de peça. A descrição do *material utilizado* pode ser feita de modo padronizado através de abreviações que lembram o nome da peça (ex: resistência = RES, Capacitor = CAP, bobina = BOB, cabo de força = CAF, cabo de paciente = CAP, etc.). Uma lista dessa padronização deve ser gerada para que cada técnico a utilize no preenchimento e deve ser sempre atualizada de acordo com o surgimento de novas peças. Se houver disponibilidade de pessoal administrativo no grupo, o item referente ao custo total poderá ser preenchido por ele, caso contrário, será importante a colaboração de todos os técnicos para o preenchimento completo da OS.

A segunda tabela desse quadro é destinada ao controle do serviço realizado. Seu preenchimento deve ser cuidadosamente monitorado pelo responsável do grupo para que os técnicos o preencham da maneira mais completa e correta possível. Como será visto adiante, o controle mensal ou anual de quase todo o sistema de manutenção será baseado nos dados existentes nessa tabela.

Na primeira coluna dessa tabela, o campo *código da pendência* deve ser preenchido no caso de, durante a realização de um trabalho, ocorrer uma interrupção devido a uma série de motivos, como falta de peças no almoxarifado, espera para aquisição de peças, etc. No verso da OS sugerimos a colocação de uma tabela (*Código de Pendência*) com os códigos e as respectivas descrições. A data de início do serviço e de cada reinicio (em caso de interrupção por pendência) do serviço deve ser colocada na segunda coluna. A identificação do(s) técnico(s) (*nome do técnico*) deve ser corretamente preenchida pelo(s) técnico(s) que participou(aram) do serviço executado. No preenchimento do tipo de *serviço realizado,* deve ser descrita a atividade realizada (troca de fusível, substituição de placa de áudio, troca de rolamento, pintura da parede, etc.). Tendo em vista que um ou mais técnicos, de diferentes equipes, podem participar de uma mesma OS, é importante que sejam registradas nessa tabela todas as etapas que foram necessárias para a realização do serviço.

O preenchimento correto da *hora de início* e *hora de término* do trabalho de cada serviço *realizado*, para cada dia de serviço, define o número total de horas gastas por técnico que trabalhou na OS. É fundamental, entretanto, que a forma de preenchimento seja padronizada para facilitar o processamento (digital ou manual) de cada OS. Sugerimos que a forma de preenchimento seja por horas e minutos (ex: data 05/02 - início as 09:15 horas - término as 13:35 horas - o ano de realização pode ser definido na numeração dada para a OS conforme visto acima).

O controle de falhas apresentado nessa OS é ainda bastante incipiente, devido à não existência de literatura para codificação de falhas de equipamentos hospitalares em geral. Assim, o *tipo de defeito aqui* sugerido para inclusão na OS, serve somente para distinguir entre um *erro de operação*, a *falha de componente e abuso na utilização* (queda do equipamento, ligação em tensões não compatíveis, impactos em partes delicadas, etc.). Esse tipo de controle alertará o responsável pelo grupo acerca das causas das solicitações de serviços, levando-o a tomar providências para tentar corrigir distorções (ex: excesso de erros de operação em um determinado equipamento deve gerar ações para treinamento do operador).

Antes da entrega definitiva do equipamento ao usuário, é interessante que seja feito um teste no equipamento para verificação não somente da falha que ocasionou o serviço originalmente, mas para qualquer outra anormalidade (botões soltos, falta de parafusos, carcaça apresentando pontos de ferrugens, limpeza em geral, calibrações, ajustes, etc.) que o técnico possa

ter esquecido de averiguar. Assim, seria recomendável que o grupo elaborasse um protocolo de verificações pós-manutenção com a finalidade de examinar a condição de todos os equipamentos antes de serem devolvidos ao usuário, mesmo aqueles que são enviados para conserto externo. Caso não seja possível a verificação de todos os equipamentos, o controle de qualidade poderia ser executado para aqueles equipamentos que representam risco ao paciente ou que são utilizados na UTI e no Centro Cirúrgico. Existe um quadro nesse campo para a identificação da pessoa que realizou o controle de qualidade (*Teste de desempenho realizado por*) e o número do protocolo (*Nº C.Q.*) que foi utilizado para o teste do equipamento. A identificação do número do protocolo é importante, já que equipamentos de um mesmo tipo, mas de modelos distintos, podem ter diferentes protocolos de teste.

O terceiro campo da OS deve ser preenchido pelo *usuário* e é destinado ao *Recebimento do serviço*. É importante que o grupo de manutenção controle se o serviço executado foi recebido e aceito pelo próprio solicitante ou por algum membro do departamento que gerou a solicitação do serviço. Pode ocorrer que o usuário que solicitou o serviço não seja notificado pelos membros de seu próprio departamento sobre seu término e algum tempo depois se queixe ao grupo ou à própria administração do EAS da demora no atendimento de sua solicitação. O nome da pessoa *responsável* que aceitou o serviço como executado, além de sua *assinatura* e *data* e *hora* do recebimento, são dados que podem evitar uma série de constrangimentos ao grupo de manutenção.

O quarto e último campo da OS a ser preenchido pela equipe de *Manutenção* tem a finalidade de auxiliar o responsável pelo grupo no *Controle de manutenção externa*, ou seja, quando o equipamento é enviado pelo fabricante, representante técnico ou empresa prestadora de serviço para a realização da manutenção. Nesse campo existe somente um quadro onde devem ser preenchidos itens que informam se o equipamento ainda se encontra dentro do período de *garantia*, se está sob *contrato* com a empresa para onde está sendo enviado para reparo, se a empresa foi contatada somente para este reparo, ou seja, se é uma contratação de serviço sob *demanda* ou se o equipamento ainda se encontra sob a *garantia de serviço* realizado recentemente e está sendo novamente enviado à empresa que procedeu a manutenção. Cada vez que o equipamento é enviado para conserto externo, deve ser gerado um número de controle para registro (*controle n°*). Um outro documento com esse mesmo número de controle deve ser gerado para o envio do equipamento ao conserto externo, que será como uma confirmação, tanto para equipe de manutenção como para o prestador de serviços, das condições de contrato e de envio do equipamento (vide item Rotina de Manutenção Corretiva).

Outras informações que devem ser preenchidas são: o nome da *empresa*, seu *telefone* e o nome da pessoa para *contato* e informação sobre a condição do equipamento, a data em que a empresa foi contatada (*Chamada realizada em*) no caso de impossibilidade de envio ao local de reparo, a hora de realização da chamada, a data em que a empresa atendeu a solicitação de concerto

(*atendido em*), ou seja, a data e hora em que o técnico da empresa se apresentou ao grupo de manutenção para diagnosticar e tentar reparar a falha ocorrida no equipamento. Nesse mesmo quadro deve também ser informada a data de *previsão de entrega* do equipamento, ou seja, quando o prestador de serviço prometeu que iria retornar o equipamento já consertado e qual a pessoa do grupo de manutenção que recebeu o equipamento (*Recebido por*) quando este retornou do prestador de serviço com o registro da *data* e a hora.

Ainda nesse quadro, existe um espaço para preenchimento do *código de pendência.* Essa informação será bastante útil para o grupo de manutenção se ocorrer um atraso na entrega do equipamento por parte da empresa e o usuário solicitar informações sobre os motivos desse atraso, ou ainda se o grupo adotar a filosofia de informar o usuário sobre o andamento da manutenção, tanto interna como externa. O *valor do serviço é* um dado que serve para uma série de atividades de controle: comparações de preços em consertos futuros, para que o grupo de manutenção tenha conhecimento dos valores envolvidos na manutenção, para controle de gastos mensais e anuais com manutenção, etc. Um outro dado a ser preenchido é a data de *vencimento da garantia do serviço* executado. Sendo normalmente de três meses a garantia de serviço que as empresas concedem, a data é muito importante para o caso de quebra do equipamento nesse período.

Durante a negociação com o prestador de serviços, seja ele fabricante, representante ou empresa independente, deve ser exigida a obrigatoriedade de entrega de uma cópia da ordem de serviço que foi por ele utilizada durante a manutenção do equipamento. A OS do prestador de serviço deve ser anexada à OS do grupo para um posterior controle e conferência do tipo de serviço executado e das peças que foram substituídas.

ORDEM DE SERVIÇO – MANUTENÇÃO

Nº O.S.	

Manutenção de equipamento	Código do Equipam._____
Equipamento:	Fabricante:
Modelo: Nº série:	Nº de identificação:
Serviço solicitado: ☐ MC ☐ MP ☐ Instalação ☐ Treinamento ☐ Calibração	
Falha apresentada: ☐ no equipamento ☐ no acessório	
Acessórios acompanhantes:	
Falha Apresentada/seviço solicitado:	

MANUTENÇÃO PREDIAL → Para verificação do tipo de serviço, ver classificação no verso
☐ ELÉTRICA ☐ SERRALHEIRA ☐ REFORMA ☐ PINTURA ☐ CHAVEIRO
☐ BOMBEIRO ☐ MARCENARIA ☐ SERVIÇOS GERAIS ☐ JARDINAGEM ☐ OUTROS
Descrição do Serviço:

Serviço/Departamento_____Local_____
Funcionário solicitante: _____Telefone/ramal:_____
Grau de necessidade: ☐ normal ☐ urgente Data:_____Hora:_____:_____

☐ Manutenção Interna ☐ Manutenção Externa Grupo_____

Tipo de serviço: ☐ M.C. ☐ M.P Rechamada ☐ Instalação ☐ Treinamento

Tempo de deslocamento (hh:mm) : _____:_____

Data do atendimento (dia/mês)____/____ Hora de chegada (hh:mm)____/____

Nº da Req.	Código	Material utilizado			Quant.	Custo R$
cod. Pend.	Data	Técnico	Serviço Realizado		Hora início	Hora térm.
	/					
	/					
	/					

Tipo de defeito → ☐ Erro de operação ☐ Abuso na utilização ☐ Outro (descrever abaixo)

Descrição da falha:_____

Responsável:_____ Data:___/___/___

Teste de desempenho realizado por:_____Nº C.Q_____

RECEBIMENTO DO SERVIÇO

Nome:_____ Data:___/___/___

Assinatura:_____

CONTROLE DE MANUTENÇÃO EXTERNA:		Controle Nº	
☐ GARANTIA ☐ CONTRATO ☐ DEMANDA			
Empresa:_____Tel._____Pessoa p/contato_____			
Chamada realizada em: ____/____/____às___:___hs			
Atendido em: ____/____/____às___:____hs			
Previsão de entrega: ____/____/____às____:____hs			
Recebido por: _____ Data ____/___/____às____:____hs			
(Pessoal pertencente ao grupo de manutenção)			
Falha relatada_____			
Serviço realizado_____			
Código da Pendência: _____ Valor do serviço (R$):_____			
Vencimento da garantia do serviço:____/____/____.			

DESCRIÇÃO DOS TIPOS DE SERVIÇOS :

ELÉTRICA	Ex : Troca de lâmpadas, revisões instalações elétricas, instalações telefônicas, aterramento.
	elétrico , troca de disjuntores e interruptores, etc. :
BOMBEIRO	Ex: Desentupimento de rede de esgoto, sanitários, redes, pias, trocas de encanamentos,
	Torneiras, sifões, caixa de descarga, vazamentos em telhados, limpeza de caixas d'agua, etc.:
JARDINAGEM	Ex: capina de jardins, poda de árvores, etc.:
SERRALHEIRA	Ex: Conserto de móveis de aço, confecção e conserto de grades, janelas, portas de aço, etc.:
MARCENARIA	Ex: consertos de móveis de madeira, consertos de portões de madeira, etc.:
SERVIÇOS GERAIS	Ex.: Mudanças de móveis em geral, limpeza de calhas, retirada de entulhos, montagem e
	Desmontagem de móveis, etc.:
PINTURA	Ex: Pintura de móveis, pintura de parede, pintura externa, etc.:
CHAVEIROS	Ex: Abertura de fechaduras, confecção de chaves, conserto de fechaduras, etc.:
REFORMA	Ex.: Reforma de área física, divisórias, quebra de paredes, abertura de portas, etc.:
OBS: Todos os serviços de reformas serão programados e autorizados pela Coordenadora de Planejamento	

Código de Pendência:

01 - Falta de peça no almoxarifado
02 - Falta de mão de obra
03 - Peça em aquisição por licitação
04 - Peça em aquisição direta
05 - Falta de peça no mercado
06 - Aquisição de peças não autorizada
07 - Equipamento não disponível
08 - Acesso ao equipam. Não permitido
09 - Serviço aguardando programação
10 - Aguardando orçamento
11 - Inexistência de pessoal especializado
12 - Contrato de manutenção
13 - Falta de documentação técnica

Equipe

Manutenção predial fone:_____ pessoa de contato _____
Manutenção de equipamentos fone:_____ pessoa de contato _____

Gerenciamento dos serviços de manutenção: controle periódico

Nesse item trataremos da monitoração da produtividade do pessoal técnico e dos custos envolvidos para a manutenção do grupo e dos materias utilizados e consumidos por ele. Descreveremos também um modo bastante simples de monitorar a qualidade dos serviços oferecidos pelo grupo de manutenção.

O problema que ocorre em qualquer tipo de monitoração ou controle de serviços é que nem sempre os técnicos estão conscientizados da necessidade

do preenchimento correto dos dados existentes em todos os formulários desenvolvidos, assim como a indisponibilidade de pessoal administrativo para a digitação e processamento desses dados. Dessa maneira, é fundamental a existência de pelo menos um computador para uso exclusivo do grupo de manutenção e de um bom esclarecimento aos técnicos sobre a importância do preenchimento correto da OS.

Para facilitar o processamento dos dados existentes na OS e, consequentemente, auxiliar o gerenciamento do grupo, apresentamos abaixo um formulário para o controle mensal de:

- Tempo gasto para atividades de MC e MP e outras
- Produtividade de cada técnico
- Gasto total do Departamento de manutenção
- Total de horas que o departamento trabalhou
- Valor da hora técnica (geral ou por grupo de equipamentos)
- Produtividade média (geral ou por grupo)
- Custo total do material gasto para os serviços executados
- Valor do estoque que o departamento manteve no mês
- Tempo médio de resposta para atendimento das solicitações
- Tempo médio para reparo dos equipamentos
- Número de rechamadas

A produtividade de cada técnico é medida através da divisão entre o *Tempo total* registrado nas OS e *Tempo Pago* ao funcionário. O *Tempo total* é resultante da soma dos tempos registrados em todas as ordens de serviço em que houve participação do funcionário durante o período de um mês, independentemente do serviço executado. A manutenção seja corretiva (MC) ou preventiva (MP), é a principal atividade de um grupo de manutenção e, fundamentalmente, a razão de sua existência. Tempos dedicados a outras atividades podem comprometer seriamente a qualidade do serviço prestado pelo grupo. Assim, na ficha mensal de controle existe a discriminação para os tempos dedicados em *MP*, *MC* e *outras atividades* para que o responsável pelo grupo possa ter um maior controle do que ocorre em seu departamento.

O cálculo do *Gasto total do Departamento* envolve todos os custos envolvidos para a manutenção do grupo (fixos e variáveis) durante o mês em questão. Para os casos em que faltam dados para o cálculo do custo total, seria interessante colocar pelo menos os custos variáveis. Esse gasto será a base para o cálculo aproximado do *Valor da Hora Técnica* (VHT).

O *total de horas trabalhadas* é obtido através da soma de cada *tempo total* registrado na tabela para cada técnico. Essa informação é útil para o estabelecimento de metas para os próximos períodos, verificação da produtividade média do departamento e comparação com os tempos registrados em períodos anteriores.

O VHT é obtido pela divisão entre o *gasto total do departamento* e o *total de horas trabalhadas.* Essa informação serve para verificar como o departamento está se comportando em relação ao VHT cobrado pelas empresas prestadoras de serviço, assim como comparação com o VHT de outros grupos de manutenção que fazem um controle semelhante ao proposto neste manual. O ponto principal para o conhecimento desse valor é a possibilidade de avaliar o progresso do grupo de manutenção a partir da implantação de novos métodos de gerenciamento e do pessoal que retorna de programas de treinamentos.

Outra informação importante para avaliar o grupo é a variação mensal do *número de rechamadas.* Com essa informação é possível verificar a ocorrência de problemas localizados no grupo (falta de treinamento em manutenção, negligencia ou descuido durante a manutenção e obsolescência do equipamento), ou no pessoal que opera o equipamento (falta de treinamento em operação e mau uso do equipamento).

O *custo total do material* informa o quanto o departamento tem despendido com peças de reposição e material de consumo (graxas, desengraxantes, desoxidantes etc.). Com essa informação, o responsável pelo grupo de manutenção tem a possibilidade de solicitar ampliação de verbas para o grupo ou transferência dos gastos com peças de reposição para o respectivo departamento do EAS (radiologia, neonatologia, etc.). Esse procedimento evitará que o cômputo deste tipo de gasto seja registrado na administração do EAS como gastos com o grupo de manutenção.

O *valor do estoque existente* é uma informação muito importante, mas difícil de ser controlada por grupos que tenham deficiência de pessoal administrativo. A atual tendência de administração financeira é a de manter o mais baixo possível o valor do estoque. Material estocado representa, espaço físico, pessoal para cadastrar e controlar, capital e *lucro cessante.* Assim, é importante que o responsável pelo grupo siga essa filosofia, mantendo em estoque somente material de consumo e peças de reposição essenciais para equipamentos que não podem ficar muito tempo em manutenção (tubo de raios-X, tubo de tomografia computadorizada, etc.) e equipamentos que já fora da linha de produção, mas que ainda possibilitam alguns anos de utilização no EAS. Em serviços públicos, o estoque de peças de reposição assume um caráter um pouco mais crítico. Devido à morosidade dos procedimentos para compra de peças, o valor do estoque em geral é significativamente maior que o setor privado.

O *tempo médio de resposta* mede o período transcorrido entre a solicitação de serviço por parte do usuário do equipamento e a presença do técnico no

local. Essa informação, obtida pela diferença entre *a hora de chegada do técnico* e a *hora da solicitação* existente na OS, dá uma idéia ao responsável pelo grupo, da disponibilidade de seus técnicos. Um excessivo *tempo médio de resposta* é um indicador da saturação dos serviços de manutenção ou da baixa produtividade do grupo. Essa informação também serve para o estabelecimento de metas futuras para melhoria da qualidade no atendimento.

Finalmente, *o tempo médio para reparo* indica o tempo médio que o grupo leva para fazer a manutenção dos equipamentos sob sua responsabilidade. É uma das informações mais importantes que o responsável pelo grupo tem em mãos e que pode ser obtida através dos dados sobre tempo de reparo existente na ordem de serviço. Se o tempo médio de reparo está abaixo dos tempos registrados para a manutenção externa, é um dado bastante valioso para constar em relatório mensal ou anual que necessariamente será solicitado pela administração do EAS. Se, por outro lado, esse tempo estiver acima dos registrados para conserto externo, o responsável deve verificar as prováveis causas o mais breve possível (falta de pessoal, baixa produtividade do grupo, excessiva demora nos processos de aquisição, falta de treinamento dos técnicos) e tomar as providências cabíveis. Uma excessiva morosidade em MC, além de refletir negativamente na imagem do grupo para a administração do EAS, ameaça a própria existência do grupo.

O processamento de todos esses dados pode gerar diagramas de evolução mensal ou anual que indicam parâmetros do tipo:

- Custo mensal do pessoal em relação ao valor do parque de equipamentos sob sua responsabilidade;
- Quantidade de horas trabalhadas em função do número de técnicos por equipe;
- Comportamento do VHT em função da produtividade média do grupo;
- Tempos registrados para MP, MC e outras atividades;
- Tempo médio de resposta para reparo;
- Evolução dos gastos do departamento decorrentes da quantidade de OS;

FICHA MENSAL DE CONTROLE DO EAS

MÊS_____ de _____
(ano)

		Tempo registrado nas Ordens de Serviço					
Nome do funcionário	Tempo pago	Outras atividades	MP	MC	Nº OS concluídas	Tempo total	Produt.

Gasto total do Departam. R$ _____ Custo total do material R$ _____

Total de horas trabalhadas _____horas Valor do estoque existente R$ _____

Valor da hora técnica R$_____ Tempo médio de resposta _____horas

Produtividade de Média _____% Tempo médio para preparo_____ horas

Número de rechamadas_____ Número total de OS(s)_____

Modelo de ficha de controle mensal para levantamento dos vários indicadores para auxílio no gerenciamento do grupo de manutenção

Os gráficos ou diagramas gerados através deste formulário mensal podem ser utilizados não só para o próprio controle do grupo, mas para elaboração

de relatório mensal a ser apresentado para a administração, principalmente se os resultados forem positivos. Por outro lado, em caso de resultados negativos com causas identificadas, o relatório pode servir para demonstrar à administração quais os pontos que necessitam de maior investimento.

De acordo com a literatura internacional (Bronzino, 1992), o custo de um grupo de manutenção de equipamentos médico-hospitalares deve ficar entre 5% e 9% do valor do parque de equipamentos que o grupo efetivamente mantém. Valores fora dessa faixa podem indicar erros de gerenciamento. No Brasil ainda não existem dados publicados a esse respeito na área hospitalar. Entretanto, esse valor pode ser comparado com os custos de um contrato de manutenção (preventiva e corretiva) feito com empresas prestadoras de serviço nessa área. Para equipamentos de alto custo e complexidade (Ultra-som, Tomógrafo Computadorizado, Ressonância Nuclear Magnética, etc.) os valores contratuais para mão-de-obra ficam dentro de uma faixa de 4,5 % a 9% do valor de um equipamento novo. Para equipamentos de mais baixa complexidade, esses valores são bastante flutuantes (de 15% a 35% do valor de um equipamento novo) e dependem muito da negociação do hospital com as empresas.

A recomendação deste manual é que o custo total do grupo de manutenção não ultrapasse 7% do valor do parque de equipamentos que ele efetivamente mantém. Valores maiores que este, podem servir como argumento para a desativação do grupo e contratação de serviços externos, tendência seguida por hospitais em países mais desenvolvidos.

MANUTENÇÃO CORRETIVA

Este capítulo se propõe explicar os passos que devem ser seguidos quando um serviço de manutenção corretiva é solicitado por um usuário do equipamento. É importante dizer que a filosofia usada para a elaboração da seqüência de atividades para manutenção corretiva, explicada abaixo, deve ser utilizada para a elaboração de outras seqüências de atividades, ou seja, para manutenção preventiva, instalação, aquisição de equipamentos ou peças de reposição. A elaboração de uma seqüência de atividades para cada serviço a ser executado define a tarefa a ser executada e a pessoa encarregada para a execução. Esse procedimento reduz uma série de problemas que podem ocorrer em caso de discussões dentro do grupo sobre quem deveria ter executado um determinado trabalho que não foi feito.

A seguir, mostramos uma série de fluxogramas que apresenta a maioria das atividades a serem executadas para a manutenção. A explicação desses fluxogramas é feita sob forma de rotina de manutenção corretiva e sub-rotinas de serviço terceirizado, orçamento e garantia. A sugestão dada aqui é que esses fluxogramas sirvam para a definição das várias atividades que compõem um programa de manutenção corretiva, assim como de guia para a elaboração dos fluxogramas específicos para cada equipe de manutenção a ser montada. Lembramos que essa forma seqüencial de apresentação é bastante utilizada

em palestras de treinamento dos técnicos, assim como para explicar à administração o modo de funcionamento do departamento de manutenção.

Rotina de Manutenção Corretiva

A solicitação de manutenção de um determinado equipamento pode ser feita através de telefone, envio de OS, entrega pelo próprio usuário, entrega pelo serviço de patrimônio do EAS (utilizado principalmente em serviços públicos) e notificação a qualquer técnico do grupo que ocasionalmente esteja próximo ao equipamento. É necessário cuidado para gerenciamento de ordens de serviço geradas por telefone. Por exemplo, o pessoal do grupo de manutenção expede uma OS quando recebe a chamada telefônica do usuário e este, por sua vez, também expede outra OS. Esse fato pode duplicar documentos e criar confusões para o controle mensal de serviços executados. Para evitar esse tipo de transtorno, o grupo de manutenção deve elaborar um protocolo que autorize somente o usuário a emitir uma OS ou pedir ao usuário que não emita a OS em solicitações de serviço por telefone. Entretanto, para agilização do atendimento ao usuário, em nenhuma hipótese o grupo deve aguardar a chegada da OS em suas mãos. O serviço deve ser atendido assim que o técnico estiver disponível.

Qualquer que seja a forma da solicitação, a abertura de uma OS deve ser feita de imediato. Existem grupos de manutenção que deixam um bloco de OS em cada departamento do EAS para ser preenchida pelo próprio usuário. Outros grupos, com maiores recursos computacionais, já possuem todos os equipamentos do EAS cadastrados em arquivos digitais e simplesmente providenciam junto ao solicitante o código do equipamento ou seu número de série, o nome do solicitante, o departamento e a causa da solicitação de conserto. Os técnicos do grupo devem ser sempre notificados que equipamentos consertados sem abertura de OS não serão computados nem para o técnico e nem para o departamento, caindo assim a produtividade de ambos.

Em princípio, a OS deve ser encaminhada ao responsável pelo grupo, que deve verificar imediatamente se o equipamento está dentro do período de *garantia de aquisição* ou *garantia de serviço* (informação contida no formulário de histórico do equipamento). Se o equipamento estiver em garantia, a rotina a ser adotada é a explicada na *sub rotina de garantia.* Antes de enviar o equipamento a uma empresa ou representante técnico, é importante que o técnico tente identificar a causa da falha do equipamento, independentemente da falha acusada na OS pelo usuário. A identificação da causa será registrada tanto no Formulário para o Histórico de Equipamento quanto na Ficha para Controle de Serviços Externos (vide abaixo).

Para o caso de equipamentos sob contrato de manutenção (informação contida no Formulário para Histórico do Equipamento), é necessário que o responsável verifique o tipo de contrato efetuado para o equipamento em questão. Se for contrato de manutenção por período determinado (vide item

sobre definição do tipo de contrato), deve então solicitar a presença do técnico ou enviar o equipamento para as oficinas da empresa prestadora de serviço. Neste caso, o procedimento a ser adotado será o mesmo descrito no item 'B' da sub-rotina de serviços terceirizados. Em serviços sob contratos que exigem a presença do técnico da empresa contratada no local, é muito importante que o mesmo seja sempre acompanhado de técnico pertencente ao grupo de manutenção. O acompanhamento do serviço por um técnico interno é valioso tanto no seu processo de aprendizagem como na fiscalização do trabalho executado.

Caso o equipamento não esteja em garantia, o responsável deve definir a equipe ou o técnico que executará o serviço. É importante nessa etapa a elaboração de uma forma de registro da data de entrega do equipamento para o técnico, que servirá para o controle do tempo de reparo do equipamento. Sugerimos a utilização de uma agenda onde é colocada a data prevista para a conclusão do serviço na folha correspondente da agenda, a identificação do equipamento e o nome do técnico.

Rotina de Manutenção Corretiva

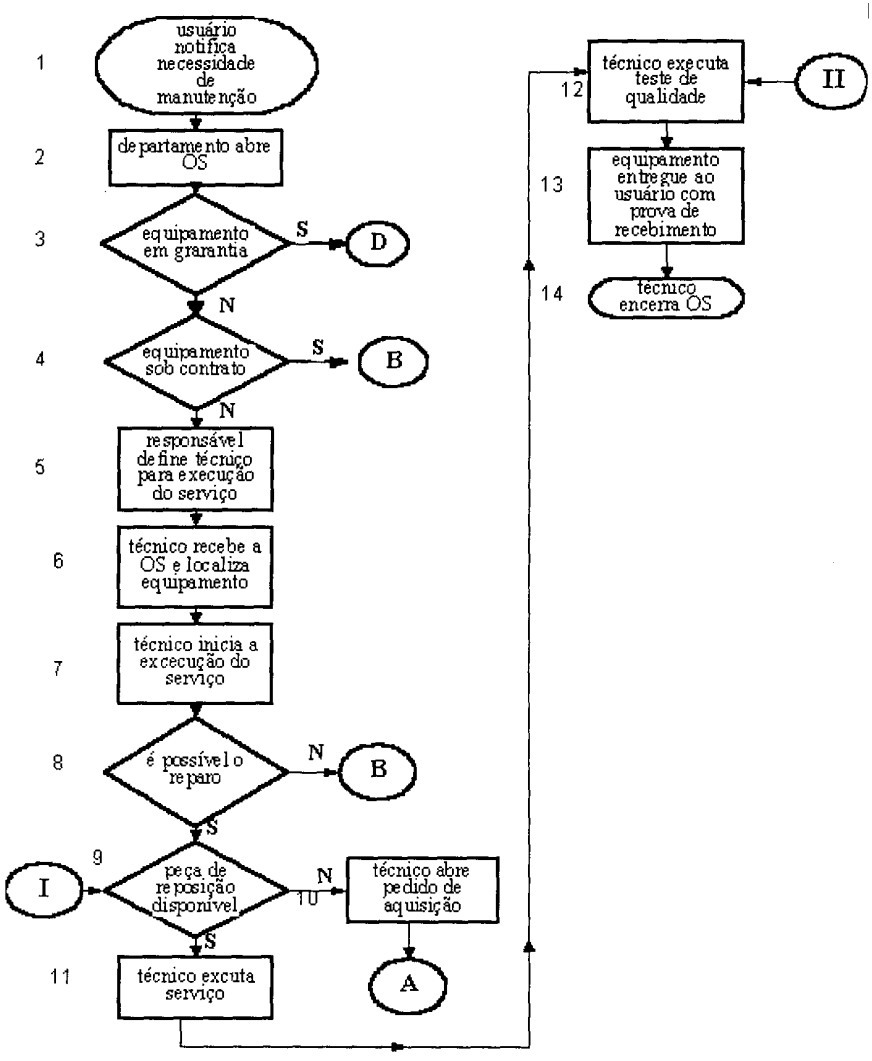


Fig. 1: Fluxograma mostrando a seqüência de atividades para a manutenção corretiva de um equipamento hospitalar

Nem sempre o equipamento está disponível no departamento de manutenção. Em vários casos, o equipamento deve ser localizado e levado para a oficina de manutenção, se necessário. Equipamentos de grande porte só podem ser consertados no local onde estão instalados. Conforme mencionado no capítulo anterior, para o caso de consertos fora da oficina de manutenção, é importante que o técnico vá ao local de reparo já com a sua maleta de ferramentas (ANEXO I) e o esquema elétrico do equipamento ou mecânico (caso este esteja disponível no departamento).

Antes do início de qualquer reparo, o técnico deve seguir alguns procedimentos para evitar a abertura de um equipamento, cuja falha pode ser simplesmente devido a erro de operação, queima de fusível ou qualquer outra causa de fácil solução. Para isso, é necessário que o responsável, em colaboração com o grupo, desenvolva algumas rotinas iniciais de manutenção instrua cada técnico contratado sobre os procedimentos que devem ser adotados (exemplo: utilizar como ajuda a listagem de verificações – *troubleshooting* do manual de operação do equipamento). Reuniões periódicas com o grupo de técnicos para discussão e estabelecimento dos procedimentos iniciais de manutenção corretiva constituem uma das melhores maneiras de desenvolver essas rotinas, que devem ser idênticas para grupos específicos de equipamentos.

Quando o técnico não conseguir identificar ou reparar o defeito, é necessário contato com o fabricante ou com a assistência técnica. Para isso, o técnico deve devolver a OS ao responsável pelo grupo que identificará a assistência técnica à qual será solicitada a visita de um técnico ou para onde será enviado o equipamento para reparo, seguindo a rotina de controle de serviços terceirizados (vide abaixo). Existem casos onde o reparo do equipamento representa um custo bastante grande – nesse caso recomenda-se a desativação do equipamento. O método a ser seguido para esse processo não é assunto deste manual por ser relativamente complexo. A decisão de desativação de um equipamento depende não somente do custo da mão-de-obra (mesmo sendo serviço interno), mas também da dificuldade de obtenção de peças de reposição, do número de vezes que esse equipamento vem apresentando falhas nos últimos anos, da existência de tecnologias mais modernas com um menor custo de operação, da disponibilidade financeira do EAS, etc. Nos casos de desativação, o que ocorre também em casos de serviços terceirizados, o responsável pelo grupo de manutenção deve preparar um relatório à administração justificando o motivo de sua sugestão para desativação do equipamento. O termo “sugestão” foi colocado, para lembrar que não é o responsável pelo grupo que decide sobre a desativação de um equipamento; este apenas recomenda e justifica a necessidade desse procedimento para a administração.

Durante o reparo, é possível a necessidade de substituição de peças. Cada peça substituída deve ser rigorosamente anotada na OS. O controle de peças em estoque depende muito do sistema de almoxarifado existente no EAS. Para peças de reposição de uso intenso e diário (resistências, capacitores, porcas, parafusos, arruelas, etc.), sugerimos o acesso livre dos próprios técnicos, a quem caberia também o controle de estoque mínimo. Para cada peça retirada, seria dada baixa em uma ficha específica daquele item, localizada dentro da própria gaveta ou caixa onde a peça está armazenada. Para cada peça que o técnico retire da gaveta, ele deve contar o número de peças restantes daquele determinado item e se estiver abaixo do estoque mínimo, ele mesmo deve gerar uma solicitação de aquisição. Esse procedimento compartilharia o controle de material e eliminaria a necessidade de um almoxarife só para o grupo ou a necessidade de armazenamento e controle em local distante da oficina de manutenção. Para peças de maior valor e baixa taxa de substituição, o armazenamento pode ser feito em almoxarifado central, já existente no EAS.

Para os casos em que a peça de reposição não esteja disponível, sugerimos que a OS seja retornada ao responsável pelo grupo, acompanhada do formulário de aquisição, descrição da peça e a quantidade a ser solicitada. Tanto no caso de peças abaixo do estoque mínimo como para peças não disponíveis no almoxarifado, o pedido de compra deve ter o mesmo formato e seguir o mesmo procedimento. No formulário para requisição devem constar a quantidade e todas as características da peça a ser comprada (vide adiante, sugestão de ficha de solicitação para aquisição). Entretanto, o processo de aquisição pode se tornar bastante complicado, pois nem sempre as características de uma determinada peça são de fácil descrição. Freqüentemente, a pessoa que solicita desconhece o número que o fabricante atribui à peça ("part number") ou a existência do desenho explodido do local onde a peça é colocada. Em grupos onde o próprio técnico executa a aquisição, esse processo pode ser significativamente facilitado, pois a pessoa que solicita é a mesma que descreve a peça ao fornecedor. Por outro lado, o tempo que o técnico despende para esse procedimento compromete significativamente sua produtividade. Em grupos com um único comprador (normalmente com perfil administrativo), a falta de informações para a aquisição pode comprometer bastante o tempo de retorno do equipamento ao usuário. Para agilizar o processo de aquisição e reduzir a possibilidade de compra de peças erradas, recomenda-se que, quando o responsável recebe a OS de volta com a Ficha de Solicitação para Aquisição, este verifique se todos os dados relativos à peça estão corretamente preenchidos. Somente após essa verificação e possível correção com o pessoal técnico é que a ficha seria enviada ao sistema de compras do hospital.

Conforme foi mencionado, são fundamentais o treinamento e a conscientização do pessoal técnico da importância de um cuidadoso reparo em equipamentos hospitalares. Muitos desses equipamentos médico-

hospitalares são fundamentais para a segurança e principalmente para a sustentação da vida do paciente.

O controle de qualidade oferecido pelo grupo após a manutenção tem um reflexo bastante positivo para o usuário. É importante que o grupo crie alguns protocolos de teste que devem obrigatoriamente ser efetuados após a manutenção de equipamentos, principalmente aqueles que oferecem riscos ao paciente e ao operador. Cada teste deve ser baseado nos recursos materiais (equipamentos de teste, fantomas e simuladores) disponíveis no grupo. Uma vez elaborados, esses testes podem ser efetuados pelo próprio técnico e, através deles, verificar diversos itens do equipamento, desde o estado da pintura externa até sua calibração. A elaboração dos testes pode ser baseada no próprio manual de operação do equipamento, no manual de manutenção (caso exista), nos manuais do ECRI e da AAMI.

Na OS há um campo para *a assinatura do usuário,* que deve ser obtida no momento do retorno do equipamento ao usuário. Entretanto, nem sempre a pessoa que solicitou o serviço é a pessoa que está presente no momento da entrega do equipamento. Nessa situação, o responsável pelo grupo de manutenção deve conversar com cada departamento do EAS e solicitar que seja nomeada uma ou mais pessoas que ficariam responsáveis pelo recebimento do equipamento.

A OS é encerrada e arquivada para posterior utilização no controle periódico desenvolvido pelo grupo de manutenção. Após o encerramento da rotina de manutenção corretiva ou preventiva de cada equipamento, tenha sido ela executada através de serviço interno ou externo, é importante que haja um documento que faça um resumo do serviço executado, das peças que foram substituídas e do custo de manutenção (interna ou externa). Esse resumo ou histórico do equipamento serve como informação tanto para os técnicos do grupo de manutenção no início da cada serviço, como para que o responsável pelo grupo possa gerenciar o andamento da manutenção de cada equipamento sob sua responsabilidade. Este documento deve conter toda a história do equipamento de modo bastante resumido, desde sua chegada ao hospital até sua desativação. Dele devem ser extraídas as seguintes informações:

- Número e tipo de falhas ocorridas no equipamento;
- Comparação das falhas que foram relatadas pelo grupo interno de manutenção com aquelas relatadas pelas empresas prestadoras de serviço;
- Tipo e número de peças que estão sendo substituídas no equipamento, tanto em serviços internos como externos;
- Custo por serviço (interno e externo) e custo acumulado;
- Datas de realização de cada serviço e consequentemente o MTBF;

- No caso de serviços externos, a pessoa de contato para cada serviço executado na(s) empresa(s) de prestação de serviço.

Formulário para o Histórico do Equipamento

Apresentamos a seguir uma sugestão para a elaboração de um formulário para histórico. O campo destinado à identificação do equipamento pode ser preenchido somente uma vez. Aquele reservado para a descrição da história do equipamento pode ser repetido até quatro vezes em uma mesma folha (usando frente e verso). Assim, por exemplo, somente após quatro serviços em um mesmo equipamento, será necessária uma nova folha de papel.

Os dados a serem preenchidos no formulário para histórico já foram descritos em formulários anteriores. Entretanto, dois deles (falha acusada e falha relatada) necessitam uma explicação. No item *falha acusada usuário ou grupo,* se o serviço executado foi interno, a falha acusada deve ser a mesma que foi descrita pelo usuário na OS e, consequentemente, o item *falha relatada grupo ou empresa* deve ser preenchido pelo grupo de manutenção com a descrição da falha na OS. Porém, se o serviço executado foi externo, o item *falha acusada usuário ou grupo* deve ser preenchido com a falha descrita pelo grupo de manutenção na OS, quando do envio do equipamento para manutenção externa (vide item sub-rotina de serviços terceirizados). Nesse caso, o item *falha acusada grupo ou empresa* deve ser preenchido com o relato que a empresa envia junto com a devolução do equipamento após a manutenção, conforme exigido na ficha de controle de serviço externo (vide item sub-rotina de serviços terceirizados).

No campo onde o equipamento é identificado pode ser utilizado o mesmo formulário para cadastramento. Isso evitaria a consulta a outro documento em caso de surgir alguma dúvida com relação às suas características ou peças acompanhantes durante a fase de instalação. Por outro lado, a constante manipulação do formulário de cadastramento pode danificá-lo. Assim, sugerimos que o formulário utilizado para cadastramento seja guardado na mesma pasta usada para arquivamento desse formulário para histórico, mas como documentos independentes.

FORMULÁRIO PARA HISTÓRICO DE EQUIPAMENTO

Hospital _____

Equipamento _____ Modelo _____

Código do equipamento |__|__|-|__|__|__|__|__|__|

OS nº _____ Data __/__/__

Concerto nº _____ Vencimento da garantia do serviço __/__/__

Tipo de serviço: MP ☐ MC ☐ Local do serviço: interno ☐ externo: ☐

Forma do serviço: garantia ☐ contrato ☐ demanda ☐

Empresa _____

Pessoa de contato _____

Falha acusada usuário ou grupo _____

Falha relatada grupo ou empresa _____

Serviço executado _____

Valor do serviço (R$) _____

OS nº _____ Data __/__/__

Concerto n. _____ Vencimento da garantia do serviço __/__/__

Tipo de serviço MP ☐ MC Local do serviço: interno ☐ externo ☐

Forma do serviço: garantia ☐ contrato ☐ demanda ☐

Empresa _____

Pessoa de contato _____

Falha acusada usuário/grupo _____

Falha relatada grupo/empresa _____

Serviço executado _____

Valor do serviço (R$) _____

Sugestão de formulário para a elaboração de uma ficha para controle de serviço externo

Ficha de solicitação para Aquisição

Conforme já mencionamos, a informação relativa à peça a ser adquirida para o reparo de um equipamento deve ser a mais completa possível. Abaixo, mostramos um modelo de ficha que auxilia o técnico a lembrar o tipo de informação que deve ser procurada para reduzir a possibilidade de compra de peça errada.

FICHA DE SOLICITAÇÃO DE COMPRA DE MATERIAL
Nome do solicitante _____Nº da OS __/__
Nome do material _____ tipo do material _____
Característica _____ Unidade _____
Especificação adicionais _____
Quantidade _____ "Part Number" _____
Fabricante _____
Local de Aplicação _____

Modelo de Formulário a ser preenchido para a aquisição de materiais de consumo e peças de reposição

A identificação da pessoa que solicita a peça *(nome do solicitante)* é importante tanto para a entrega do material quando de sua chegada como para o controle do tipo de material que a mesma solicita ao longo do mês. O *número da OS* é o mesmo da OS que gerou esse pedido de aquisição. No espaço *nome do material* deve ser colocado o item a ser comprado (ex: tarugo, lona, papel, resistor, cola, etc.). *O tipo de material* deve especificar a sua característica principal (ex: borracha, plástico, impressora, fio, madeira, etc.). Caso exista, *a dimensão* que especifica um determinado valor dimensional do material deve ser informada em conjunto com a especificação da *unidade* de medida (ex: tarugos de borracha $\Rightarrow$ *dimensão* = 10 e unidade = mm; para resistores $\Rightarrow$ *dimensão* = 50 *e unidade* = ohms). *Especificações adicionais* podem definir detalhes como cor, precisão, tolerância, rugosidade, etc. Devem também

ser informados a quantidade de material, o código da peça feito pelo fabricante (*part number*), se disponível, e se a peça é específica para um determinado equipamento. O mesmo deve ser feito na descrição do *fabricante*, caso a peça não seja de utilização geral. Em caso de não existência do código da peça, a descrição do *local de aplicação* pode auxiliar o comprador, desde que ele tenha conhecimento do *fabricante* do equipamento para o qual a peça se destina.

Sub rotina de serviços terceirizados

O envio do equipamento normalmente requer a necessidade de embalagem, de carregamento especial (em caso de grande porte), de transporte e seguro para transporte. De qualquer modo, o responsável pelo grupo de manutenção deve seguir todo o protocolo fixado pela administração do EAS para a retirada e transporte do equipamento. Um ponto importante a ser lembrado é que, em caso de inexistência de qualquer protocolo administrativo para esta atividade, o responsável deve elaborar uma seqüência de procedimentos e apresentá-los à administração do EAS para sua implantação. Isso pode ser bastante útil para a segurança do próprio responsável por eventuais problemas que ocorram durante transporte do equipamento.

O controle de tempo para serviços terceirizados que o responsável deve elaborar é basicamente o mesmo sugerido para o caso de execução de serviços de manutenção interna, ou seja, anotar em uma agenda o número da OS, a data de envio, o nome da empresa, o número telefônico da mesma, a pessoa de contato e a data prevista para a entrega do equipamento. Entretanto, esse é somente um breve controle para facilitar a verificação das datas de envio e recebimento do equipamento, tendo em vista possíveis atrasos na devolução do equipamento e prováveis cobranças do usuário (pessoal médico). O controle de envio de equipamentos para empresas prestadoras de serviço é, entretanto, bem mais rigoroso e devem ser anotados todos os itens (transdutores, sensores, cabos, etc.) que foram enviados juntos com o equipamento para evitar qualquer dúvida quando de sua devolução pela empresa (vide a seguir sugestão para esse controle).

Para serviços solicitados sob demanda, ou seja, quando não existe um contrato de manutenção, é necessário que a empresa faça um orçamento do serviço a ser executado. Em muitos casos, o responsável pelo grupo fica sem opção de um segundo orçamento, pois o conserto é efetuado na fábrica. O serviço de manutenção externo e sem contrato pode ser bastante problemático, tendo em vista que muitas empresas cobram para efetuar um orçamento para reparo e não é recomendável o envio do equipamento para mais do que duas empresas. É normal que, para a elaboração de cada orçamento, as empresas abram o equipamento. Isso o deteriora significativamente e poderá onerar ainda mais a sua manutenção e durabilidade.

No caso de empresas públicas, a aprovação do orçamento pode ser bastante demorada, pois depende de uma série de fatores (disponibilidade de verbas, limites para licitação, necessidade de concorrência, etc.). Isso pode

complicar a rotina do grupo como um todo, pois o usuário normalmente não conhece toda essa burocracia. Assim convém o responsável pelo grupo de manutenção esclarecer aos usuários, cada vez que o reparo se estender além de um determinado período (mais de 5 dias, por exemplo). A não aprovação o orçamento implica a retirada do equipamento, e toda as atividades desenvolvidas anteriormente devem ser repetidas para o seu envio a outra empresa.

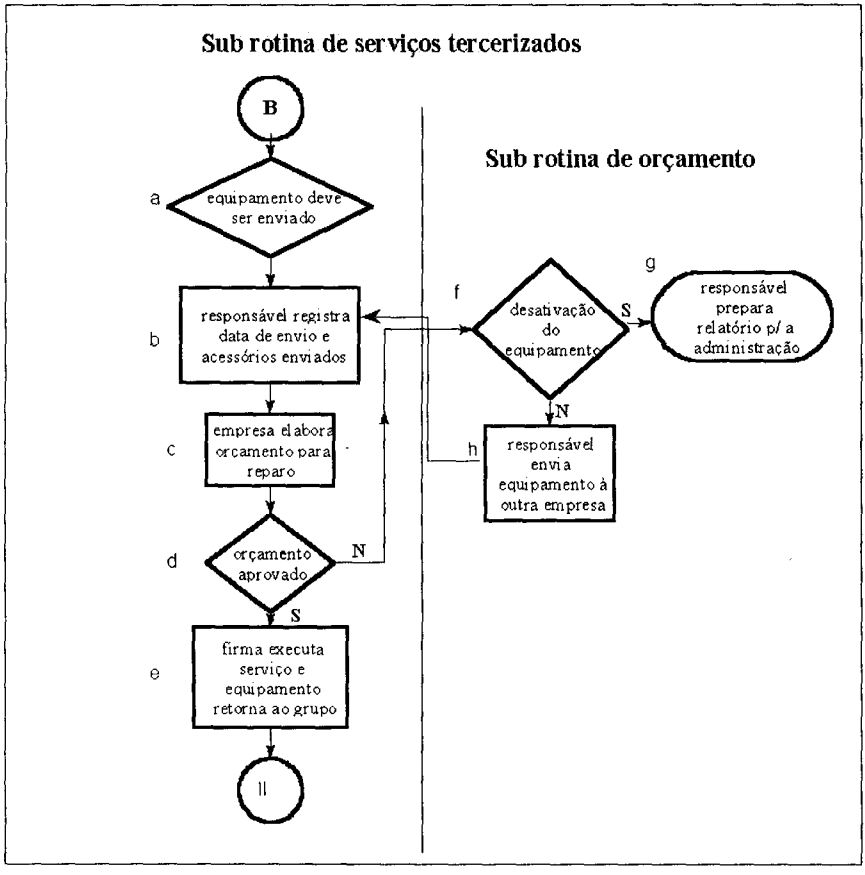


Fig.2: Fluxograma das atividades que eventualmente poderão ser executadas durante a utilização de serviços terceirizados, bem como das atividades desenvolvidas para a avaliar o orçamento apresentado pela empresa prestadora do serviço.

O equipamento devolvido deve ser entregue ao grupo de manutenção e nunca ao usuário diretamente. O responsável deve nomear um técnico da equipe na qual o equipamento foi enquadrado para efetuar o mesmo conjunto de testes que foi implantado no caso de manutenção corretiva interna (vide item rotina de manutenção corretiva). É de fundamental importância que o responsável pelo grupo mantenha uma constante monitoração sobre os prazos de equipamentos enviados para conserto externo. Isso pode ser feito usando a sugestão mencionada no item rotina de manutenção corretiva para controle do tempo de reparo.

A seguir sugerimos um formulário que deve ser preenchido quando o equipamento for enviado a uma empresa para manutenção. Lembramos que a OS é um documento que deve permanecer dentro do grupo de manutenção. O formulário a apresentado é feito em duas vias: uma delas deve permanecer com o grupo de manutenção e a outra deve acompanhar o equipamento e ficar com a empresa, *depois de assinado por uma pessoa responsável na empresa, reconhecendo as condições impostas pelo hospital para a execução do serviço*. Esse formulário apresenta quatro campos: os três primeiros são preenchidos pelo grupo de manutenção e o último campo é parcialmente preenchido pela empresa que recebe o equipamento.

No primeiro campo deve ser colocado o nome do hospital e o número da ficha de controle de serviços externos. É recomendável que esse controle seja feito anualmente, ou seja, no início de cada ano seja reiniciada a numeração dessas fichas, apenas alterando o ano.

O segundo campo é destinado para a identificação do equipamento, assim como a descrição de todos os *acessórios acompanhantes* enviados para a empresa que realizará o orçamento e possivelmente o reparo do equipamento. O *número da OS* que deve preenchido é o mesmo número da OS que gerou a necessidade de manutenção externa. Esse campo ainda é reservado para a *descrição do defeito* e das condições exigidas pelo grupo para a manutenção. Na *descrição do defeito*, em vez de enviar o equipamento com a descrição que o usuário fez na OS, é importante que o grupo de manutenção faça uma análise da falha e a descreva nessa ficha. Como já mencionamos, a descrição do usuário nem sempre é correta. O espaço reservado para o preenchimento das *condições* tem como finalidade o estabelecimento das condições que o grupo de manutenção exige que sejam atendidas para a manutenção do equipamento, assim como das condições de pagamento do serviço a ser executado.

GRUPO DE MANUTENÇÃO DO HOSPITAL_____

FICHA PARA CONTROLE DE SERVIÇOS EXTERNOS

N de controle __/__

nº da OS__/__ Data __/__

Nome do Equip._____ Marca:_____

Modelo:_____ Nº de série_____

Acessórios acompanhantes_____
_____

Descrição do defeito _____
_____

Descrição das condições _____
_____
_____

Data de saída: ___/___/___
Motorista _____
Tipo de Veículo _____
Placa _____
Destino _____

Data de retorno ___/___/___
Motorista _____
Tipo do Veículo _____
Placa _____
Destino _____

Empresa: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ Tel: _____

O equipamento pertence ao Hospital (NOME DO HOSPITAL IMPRESSO) foi recebido nesta empresa apresentando somente o problema constante neste formulário:
SIM ☐ NÃO ☐ Esclarecimento em caso não concordância _____

Recebido por _____ Data ___/___/___
Cargo da pessoa _____

Assinatura _____

Obs. Em caso de reparo, favor enviar junto com o equipamento a descrição dos serviços executados e a relação de peças que foram substituídas.

Sugestão de modelo para elaboração de uma ficha para controle de equipamentos que são enviados para manutenção externa.

Nesse espaço pode ser escrito, por exemplo, que "o equipamento foi enviado somente para elaboração do orçamento e que o conserto definitivo está sujeito à aprovação", ou que "o pagamento será efetuado quinze dias após o recebimento do equipamento por parte do grupo de manutenção". Em resumo, esse espaço é reservado para que o grupo comunique por escrito para a empresa, tudo o que acredita ser necessário para evitar futuro desentendimentos entre ambas as partes.

O campo número 3 é destinado à identificação do meio de transporte para levar o equipamento à empresa e o trazer de volta ao hospital. Nos locais indicados como *destino,* devem ser colocados os nomes das cidades onde o equipamento será enviado e para onde deve retornar.

O quarto e último campo são destinados para a identificação da *empresa* onde o equipamento será enviado. Neste campo deve ser colocado o nome da empresa, seu *endereço, a cidade* onde a empresa está sediada e o *telefone* para contato. Este endereço tem somente a serventia de orientar o motorista que transportará o equipamento. O grupo de manutenção deve manter em seu arquivo os dados completos da empresa, ou seja, CGC, pessoas responsáveis, especialidade da empresa, CEP, qualidade do trabalho oferecido, experiências negativas e positivas com a empresa, valores cobrados anteriormente por equipamento, etc.

Como já mencionamos, é importante que a empresa que está recebendo o equipamento examine-o, detecte os problemas que ele possa apresentar, faça a identificação do nome por extenso da pessoa que recebe o equipamento *(recebido por)* e confirme todos os dados do formulário através da *assinatura.* Esse recebimento deve ser feito por uma pessoa responsável *(cargo da pessoa)* na empresa, que deve verificar as condições em que o equipamento é recebido e as condições exigidas para a execução e, ou pagamento do serviço. A linha referente à descrição de problemas não constantes no formulário *(esclarecimento em caso de não concordância),* serve para que a pessoa que recebe o equipamento verifique se ele apresenta alguma avaria visível externamente, que possa ter sido causada pelo transporte (carcaça amassada, vidro quebrado, etc.), se as peças relacionadas como acompanhantes realmente foram enviadas e se existe alguma outra observação a ser feita com relação ao equipamento. (ex: botão faltante, botão quebrado, etc.). É importante salientar que as observações feitas nesse espaço não estão relacionadas com o motivo que ocasionou o envio do equipamento à empresa.

No final desse formulário existe uma observação em que é solicitado à empresa que realizou a manutenção que envie, juntamente com o equipamento, uma descrição dos serviços executados e a relação das peças que foram substituídas. Essa relação é fundamental para o

preenchimento do *formulário para histórico do equipamento* e deve ser anexada à OS que gerou o serviço.

Sub rotina de orçamento

Quando um equipamento é enviado a uma empresa prestadora de serviço para a elaboração do orçamento para manutenção, isto deve ser claramente definido na *Ficha para controle de serviços externos* que "o equipamento está sendo enviado somente para orçamento e que seu reparo depende de aprovação por escrito do hospital". Como essa ficha deve assinada por uma pessoa responsável na empresa ao receber o equipamento, isso pode evitar alguns possíveis desentendimentos entre as partes.

Dependendo do valor do orçamento e do motivo da avaria, talvez a melhor opção seja investir na aquisição de um novo equipamento. Essa decisão não é simples, pois em muitos casos o EAS não dispõe de verba para esse tipo de investimento. A decisão de desativar um equipamento deve ser baseada não só no valor do reparo, mas em obsolescência tecnológica do equipamento, dificuldade de obter peças de reposição e valor do investimento para aquisição de um equipamento novo.

No caso de não aprovação do orçamento, o responsável solicita os serviços de outra empresa, tomando os cuidados já mencionados acima para o transporte do equipamento (item sub rotina de serviços terceirizados). No caso do equipamento retornar de uma empresa cujo orçamento não foi aprovado, é importante que um técnico do grupo de manutenção verifique se tanto o equipamento quanto às partes e acessórios enviados foram retornadas e se encontram, pelo menos externamente, nas mesmas condições que foram enviados.

Dependendo do valor a ser investido para substituição, a decisão de desativar o equipamento existente deve ser justificada e discutida com a administração do EAS. Nessa justificativa devem constar todos os parâmetros levados em consideração para a decisão, além de sugestões de substituição, mostrando à administração as opções de tecnologias existentes e o valor do investimento para a aquisição, instalação e operação de cada uma delas.

Sub rotina de garantia

Se o equipamento estiver em garantia de aquisição ou de serviço, o responsável deve entrar em contato com a assistência técnica (fábrica, representante local ou empresa prestadora de serviço) e solicitar a presença de um técnico. Durante o período de garantia, nenhum membro do grupo deve abrir o equipamento, mesmo que esteja capacitado a reparar o defeito, a não ser que possua uma autorização por escrito e específica da empresa. O grupo pode ser responsabilizado pela perda de garantia, o que pode trazer sérios problemas com a administração em caso de falhas mais graves e que

envolva um alto custo para reparo. Um outro ponto a ser lembrado é que a garantia não é um serviço fornecido gratuitamente pelo fornecedor. Normalmente, o custo de qualquer reparo está embutido no preço do equipamento, assim como no preço do serviço de manutenção corretiva em caso de terceirização. Assim sugerimos que o responsável pelo grupo não se sinta constrangido em exigir melhor serviço da empresa, no caso de demora para retorno do equipamento enviado para reparo ou de conserto mal executado.

Sub rotina de garantia

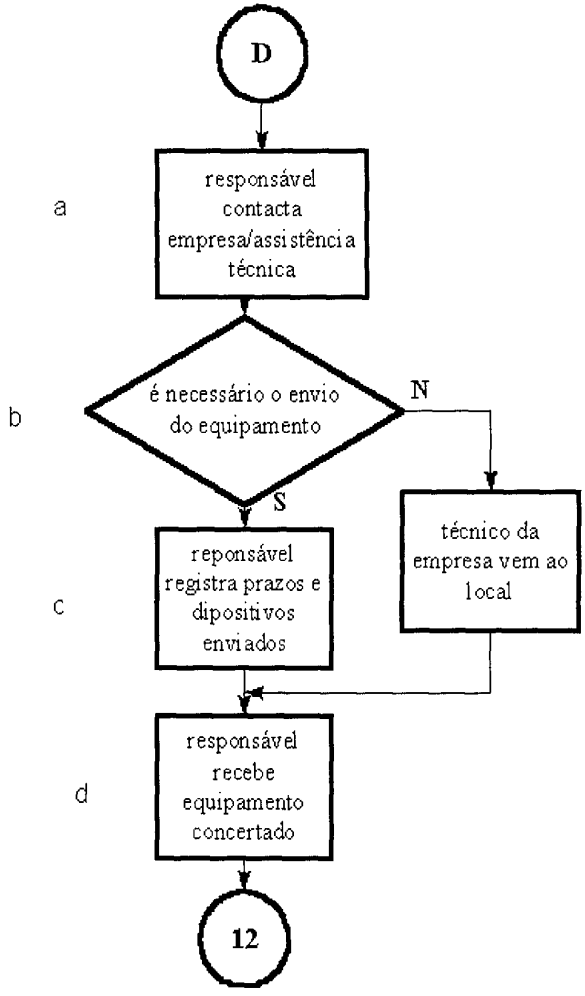


Fig 3: Fluxograma da seqüência de atividades que eventualmente podem ser desenvolvidas durante o período em que o equipamento está sob garantia de fábrica ou de serviço.

Nas cláusulas existentes em alguns contratos de garantia, é comum que os serviços de reparo do equipamento, durante o período de garantia, sejam executados na oficina da fábrica. Assim, os protocolos a serem seguidos para o envio do equipamento são os mesmos mencionados no item "A" da sub rotina de serviços terceirizados.

Os registros necessários para envio do equipamento durante a garantia são os mesmos mencionados no item "B" da sub rotina de serviços terceirizados. O custo de reparo do equipamento durante a garantia de fábrica está incluído no valor de venda do equipamento (embora as empresas não esclareçam isso). Então, pode-se negociar com a empresa, durante a aquisição, para que equipamentos que fiquem parados além de um determinado período (por exemplo; superior a 10 dias) devido a problemas de responsabilidade da empresa, tenham o acréscimo desse período ao prazo final de garantia, pois EAS pagou e tem o direito de cobrar o serviço. Assim, o registro dos prazos de envio e retorno do equipamento é fundamental para esse controle.

Após o retorno do equipamento, o procedimento a seguir é o mesmo explicado no item rotina de manutenção corretiva.

Sub rotina de aquisição de peças de reposição

Para a aquisição de uma determinada peça de reposição não disponível no estoque, o técnico deve fazer sua especificação através do fornecimento do seu part number (se possível), que é o código da peça fornecido pelo seu fabricante. Mais detalhes sobre o modo com que o técnico pode auxiliar o pessoal de compras na especificação de peças de reposição podem ser vistos no iten rotina de manutenção corretiva.

O modo de encaminhamento do pedido de aquisição de peças feito pelo técnico depende do método de trabalho da administração do EAS. Sugerimos que o responsável pelo grupo tente conseguir junto à administração uma cota mensal ou semestral de recursos financeiros para aquisição de peças de menor custo sem maiores burocracias. É possível no serviço público a elaboração de um contrato de fornecimento de peças através da abertura de licitação específica para essa finalidade. A licitação é aberta para o fornecimento, dentro de um determinado período (normalmente 12 meses), de um grupo específico e quantificado de peças (elétricas, eletrônicas, hidráulicas, etc.). Assim, a empresa vencedora da licitação deverá fornecer, durante o período, a quantidade especificada na licitação de cada item e pelo preço que foi definido por ocasião de sua abertura. O maior problema nesse caso é a definição do número e do tipo de peças que serão necessárias durante um período de 12 meses, por ocasião da elaboração da licitação.

O procedimento de importação depende da natureza do EAS. Em EAS privados, os procedimentos de importação tendem a ser mais caros do que em EAS públicos ou de natureza filantrópica, privilegiados pela isenção de

impostos, mas em compensação a burocracia poderá ser maior. Tendo em vista que os procedimentos de importação são normalmente mais lentos que aquisições no Brasil, é importante que o responsável pelo grupo faça um planejamento para importação prévia de peças de reposição que necessitam ser substituídas periodicamente (tubos de Raios-X, filtros de ar, eletrodos em geral, baterias, lâmpadas especiais, células de oximetria, etc.), ou seja, que tenham seu ciclo de vida já conhecido.

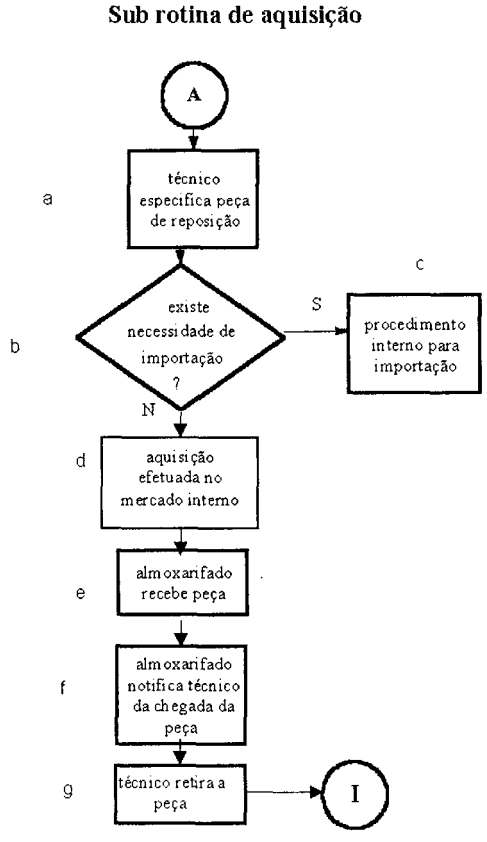


Fig. 4: Fluxograma das atividades que eventualmente poderão ser desenvolvidas para a aquisição de peças de reposição para equipamentos hospitalares.

Se o recebimento das peças de reposição for feito no almoxarifado central do EAS, deve ser acordado com o almoxarife a verificação do material recebido com aquele constante na nota fiscal (tipo e quantidade). Somente após a anotação dos valores das peças para utilização na ficha de controle mensal, é que a nota fiscal deve ser encaminhada ao setor administrativo.

Assim que a peça chegar ao almoxarifado, o grupo de manutenção deve ser notificado. Isso evitará grandes atrasos no tempo de paralisação dos equipamentos à espera de manutenção corretiva. Em hospitais de pequeno porte, normalmente as aquisições são feitas através de um sistema de compras centralizado e a entrega da peça é efetuada em um almoxarifado central. Para esses casos, deve-se criar um sistema de notificação no qual a entrega do material seja comunicada imediatamente ao responsável pelo grupo. Fica então a cargo deste último a responsabilidade de avisar o técnico, anotar na OS os dados relativos à peça (*n° da requisição, código* da peça, *material utilizado, quantidade* e *custo em Reais*), devolver a OS ao técnico e cobrar o reinício do serviço no equipamento que gerou a solicitação de aquisição.

Uma vez retirada a peça do almoxarifado, independentemente do processo de aquisição, o almoxarife deve verificar constantemente se a quantidade de peças de reposição ainda existentes está acima do *estoque mínimo.* Em um estágio inicial, somente peças de uso mais comum deverão ser mantidas em estoque (resistências, capacitores, parafusos, porcas, lubrificantes, desengraxantes, etc.). Posteriormente, a estimativa do estoque mínimo para cada peça será feita de acordo com a demanda de determinadas peças na manutenção corretiva e em função do custo de mantê-las em estoque. Essa estimativa só será possível a partir da experiência acumulada pelo grupo após um período de manutenção, da qualidade (idade e estado de conservação do equipamento) e quantidade de equipamentos existentes no EAS.

MANUTENÇÃO PREVENTIVA

Antes de começar este capítulo, é importante salientar que um Programa de Manutenção Preventiva (MP) somente deve ser iniciado após o grupo de manutenção adquirir alguma experiência em manutenção corretiva. A mesma afirmação é válida com relação ao responsável pelo grupo. Este, se novato em sistemas de gerenciamento de equipamentos médico-hospitalares, deve iniciar um programa de MP somente após um bom período de prática (aproximadamente doze meses) no gerenciamento da manutenção corretiva.

Embora a manutenção preventiva (MP) seja necessária para ampliar a vida útil do equipamento com a conseqüente redução dos custos e aumento da sua segurança e desempenho, a limitação de recursos materiais, humanos e financeiros tem restringido o desenvolvimento de programas de manutenção preventiva em diversos grupos de manutenção de

equipamentos hospitalares, principalmente no Brasil. Este manual apresenta uma metodologia bastante simples, em que são utilizados alguns critérios para seleção de equipamentos (priorização) que necessariamente devem fazer parte de um programa de manutenção preventiva.

Independentemente dos critérios adotados para a priorização, será imprescindível a obtenção de um sistema de informações confiáveis sobre os custos atuais com manutenção corretiva e o histórico de falhas dos equipamentos. Com estas informações pode-se dar mais atenção àqueles equipamentos que custam mais e que estão mais sujeitos a avarias.

De acordo com a seqüência de trabalho para a implantação e operação de um grupo de manutenção, já explicada neste manual, foram descritas todas as atividades exigidas para a obtenção das informações necessárias sobre qualquer equipamento de um EAS.

Método para priorização de equipamentos em manutenção preventiva

Para a implementação da metodologia de priorização de equipamentos para o programa de MP, as informações necessárias são:

- *Identificação do equipamento:* nome do equipamento, marca, modelo e idade (se possível);
- *Local* ou setor a que o equipamento pertence;
- *Estado do equipamento:* se está sendo utilizado ou se está desativado;
- *Grau de utilização do equipamento:* sua importância para o hospital (receita cessante, serviços essenciais);
- *Obsolescência tecnológica:* se o equipamento satisfaz as atuais necessidades dos usuários.

Todas essas informações podem ser obtidas através de questionários dirigidos aos usuários dos equipamentos, e ao setor de compras e, ou finanças do hospital. Uma sugestão para a montagem do questionário já foi mencionada no item sobre realização do inventário, no capítulo 1.

Uma vez feito o levantamento inicial dos equipamentos, pode-se iniciar a priorização através da utilização dos seguintes critérios:

- *Risco*: equipamentos que apresentam alto risco à vida do paciente ou ao operador em caso de falha;
- *Importância estratégica:* equipamentos cuja manutenção preventiva foi solicitada pela própria administração do EAS, equipamentos cuja paralisação ocasiona receita cessante, equipamentos de reserva e,

ou que possuem alto grau de utilização, ou seja, cuja paralisação impossibilita ou dificulta a realização de um ou mais serviços oferecidos pelo EAS;

– *Recomendação:* equipamentos sujeitos a algum tipo de norma de fiscalização por parte de órgãos governamentais (Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN e Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde) para seu funcionamento; equipamentos sujeitos a recomendações dos seus fabricantes, ou seja, que possuem peças de vida útil pré-determinada, ou que devem sofrer procedimentos de rotina.

Uma maneira bastante simples de selecionar os equipamentos que devem ser incluídos na lista do programa de manutenção preventiva é apresentada na tabela abaixo. Ela apresenta um conjunto de questões que devem ser respondidas tanto pelo responsável pelo grupo de manutenção como pelo usuário.

É importante que o questionário seja montado para cada tipo de equipamento existente no EAS. Se para um determinado tipo de equipamento ou modelo, qualquer das questões respondidas gerar um *sim,* o equipamento deverá ser incluído no programa de manutenção preventiva.

É muito provável que com a utilização desta tabela vários equipamentos serão selecionados para o programa. Nesse caso, o responsável deve avaliar quais dos equipamentos selecionados terão condições de serem mantidos imediatamente, os que podem ser mantidos em médio prazo e aqueles cuja manutenção preventiva deverá ser terceirizada. Observando a tabela abaixo, somente a pergunta 5 é subjetiva. As demais, se respondidas positivamente, obrigatoriamente deverão provocar manutenção preventiva abrangente ou específica do equipamento. Assim, inclusões opcionais de equipamentos no programa de manutenção preventiva serão devidas a uma resposta positiva à pergunta 5, mas principalmente em virtude da experiência acumulada pelo grupo na execução da manutenção corretiva.

Tabela para auxílio na seleção de equipamentos para o Programa de manutenção preventiva

Tipo do equipamento: _____
Modelo: _____
Nº de série/código: _____
Fabricante: _____

QUESTÕES	S	N
1 - O equipamento tem partes móveis que requerem ajuste ou lubrificação?		
2 - O equipamento tem filtros que requerem limpeza ou trocas periódicas?		
3 - O equipamento tem bateria que requer manut. periódica ou substituição?		
4 - O uso do equipamento pode ocasionar algum dano ao usuário ou operador?		
5 - Você acredita que a manutenção preventiva irá reduzir uma determinada falha que ocorre de maneira freqüente?		
6 - Existe a necessidade de uma calibração freqüente do equipamento?		
7 - Em caso de paralisação deste equipamento, outros serviços ficarão comprometidos?		
8 - Existe alguma solicitação da administração para a manutenção		

Data ___/___/___ **Responsável** _____

Para o caso de equipamentos de apoio e instalações de infra-estrutura predial, apresentamos a seguir uma lista de materiais e locais que necessariamente devem ser incluídos em um programa de manutenção preventiva.

Dispositivos de Infra-estrutura

- Tratamento de água para geração de vapor e condicionamento de ar
- Limpeza de canaletas, calhas e ralos de água pluvial
- Limpeza de fossa séptica e caixas de gordura

– Limpeza e sanificação de reservatórios de água potável

Equipamento de Apoio

– Máquina de lavar
– Secadores
– Prensa
– Calandra
– Caldeiras
– Compressores
– Conjunto de Bombas de recalque
– Equipamentos de ar condicionado e refrigeração
– Painéis elétricos que contenham contatores e relés
– Grupo Gerador (emergência)
– Disjuntores de alta tensão
– Bombas de Vácuo
– Autoclaves
– Transformadores

Método para a elaboração de roteiros de MP

Um dos problemas mais sérios enfrentados por grupos de manutenção de equipamentos hospitalares no Brasil é a falta de um roteiro do próprio fabricante do equipamento para a execução da Manutenção Preventiva, o que dificulta muito o trabalho do grupo de manutenção, que, além de ter que executar a MP, deve também elaborar roteiros de MP e avaliar o nível e a periodicidade de ocorrência da MP.

A implementação do programa de Manutenção Preventiva pode ser feita através do controle rigoroso das datas e horários para a MP de cada equipamento incluído no programa, o conhecimento das pessoas responsáveis pelo serviço onde o equipamento está sendo utilizado, o estabelecimento de um roteiro detalhado com todos os procedimentos a serem realizados, a lista das ferramentas e dos equipamentos para teste, e o material de consumo (graxas, detergentes, desengraxantes, etc.) necessário. A implementação de um programa de manutenção preventiva deve sempre ser discutida e aprovada conjuntamente com os usuários, a administração e o corpo técnico. Deve ser um processo dinâmico que está sempre se autocorrigindo e se ajustando para satisfazer às necessidades dos clientes.

O conteúdo dos procedimentos de MP deve ser o mais completo possível para garantir que a inspeção seja feita da mesma maneira todas as vezes, assegurando um nível mínimo de inspeção adequada. Por isso, os roteiros de manutenção preventiva não devem ser muito superficiais, com instruções do tipo "verifique e limpe a unidade". Por outro lado, as explicações dos roteiros não precisam ser tão detalhadas a ponto de requerer um esforço extensivo de leitura, o que não aumentará a efetividade da MP. Um roteiro de MP deve ser fácil de entender e composto basicamente por procedimentos de:

- *Inspeção geral:* consiste na inspeção visual (verificação da integridade física da carcaça do equipamento e de seus componentes internos, como placas de circuito impresso, folgas, desgastes nas engrenagens e botões, amassados, ou ferrugens na pintura) e limpeza do equipamento (procedimentos a serem feitos, produtos de limpeza utilizados e ferramentas necessárias);
- *Troca de peças e acessórios com a sua vida útil vencida:* essas instruções para substituição de partes e peças normalmente estão incluídas nos manuais do equipamento fornecidos pelos fabricantes;
- *Lubrificação geral:* descrição dos tipos de lubrificantes necessários, periodicidade, locais de aplicação, equipamentos e ferramentas que devem ser utilizados e orientações para abertura do equipamento ou partes dele;
- *Aferição e posterior calibração do equipamento:* como e onde deve ser feita a leitura e verificação de indicadores e níveis (corrente, tensão, potência, rotação, pressão, vazão, etc.), quando necessário;
- *Testes de desempenho e de segurança (elétrica, radiológica, mecânica, biológica):* explicação da execução dessa tarefa através da leitura e verificação de níveis de líquidos lubrificantes e indicadores em geral e observação de anomalias como calor, vibração, vazamentos ou odores, quando necessário.

No início de cada roteiro deve ser colocada uma listagem de ferramentas e equipamentos de testes para a execução de cada uma das tarefas descritas Levando-se em consideração que a manutenção preventiva normalmente demanda um tempo muito maior do que a manutenção corretiva e que sua execução requer a paralisação de um equipamento em funcionamento, é importante que a pessoa que irá executá-la seja rápida e eficiente.

Além dos itens acima para elaboração dos procedimentos de MP, devem ser levadas em consideração as recomendações dos fabricantes e normas governamentais, do EAS ou de algum órgão fiscalizador aos quais os equipamentos estão sujeitos. Adicionalmente, deve-se observar os históricos de manutenção corretiva dos equipamentos para identificar as

falhas mais freqüentes e criar procedimentos específicos para tentar reduzir a ocorrência dessas falhas. Isso vem demonstrar a importância da elaboração do histórico do equipamento. Por menor que seja a intervenção durante a manutenção corretiva, ela deve ser registrada no histórico do equipamento para uma possível utilização na elaboração do roteiro de MP.

Para facilitar a aplicação dos roteiros de MP de equipamentos médicos, assim como reduzir o custo desse programa, os procedimentos podem ser divididos em duas categorias:

– *MP abrangentes:* é feita uma avaliação geral da segurança e desempenho dos equipamentos, ou seja, engloba todos os procedimentos de um roteiro de MP. É comum a execução desses procedimentos anualmente.

– *MP específicas:* são verificados e trocados os itens que se degradam entre as inspeções abrangentes. Geralmente as inspeções são feitas para obedecer às normas de funcionamento ou às recomendações dos fabricantes dos equipamentos.

A tabela seguinte mostra uma sugestão de intervalos entre manutenções preventivas para diversas categorias de equipamentos médicos.

CATEGORIA DO EQUIPAMENTO**	INTERVALOS E CRITÉRIOS GERAIS
Equipamentos alimentados via rede elétrica	Intervalo anual: a MP abrangente deve incluir a verificação visual, testes de segurança elétrica e de desempenho. A MP específica anual deve incluir a verificação da segurança elétrica (requerida por algumas normas)
Equipamentos alimentados por bateria	Os mesmos procedimentos para a categoria de equipamentos alimentados via rede elétrica, com a inclusão de testes da capacidade ou tensão da bateria a cada MP abrangente ou específica. Algumas baterias necessitam de um ciclo de descarga - carga para melhorar o seu desempenho e aumentar a sua vida útil. Para minimizar as chamadas de emergência e possíveis desativações, deve-se considerar a possibilidade de trocar periodicamente as baterias, baseado na sua vida média.
Equipamentos controlados ou alimentados por sistemas mecânicos, eletromecânicos, pneumáticos ou fluídos.	Intervalo trimestral ou semestral. Os roteiros de MP devem incluir verificação visual, testes de segurança elétrica e de desempenho, limpeza, lubrificação. A execução de uma MP abrangente ou específica vai depender da classe do equipamento.
Equipamentos de ressuscitação ou de manutenção da vida	Intervalo trimestral ou semestral. Por causa da natureza crítica destes equipamentos e do mau uso a que estão sujeitos, eles requerem verificações mais freqüentes. Esses equipamentos devem ser verificados pelo menos semestralmente.
Equipamentos localizados em áreas de cuidados especiais	Como na categoria anterior, esses equipamentos podem necessitar de verificações mais freqüentes. Entretanto, a sua presença ou utilização dentro de uma área de cuidados especiais, não significa que haja uma obrigatoriedade de aumentar a freqüência de MP.
Equipamentos de monitoração crítica	Intervalo semestral ou anual. Enquanto as falhas desses equipamentos podem ter conseqüências adversas, a experiência indica que a maioria das falhas de seus componentes ocorre aleatoriamente e a freqüência de MP tem pouco ou nenhum efeito na sua ocorrência
Equipamentos que apresentam altos riscos aos usuários	Intervalo quadrimestral ou semestral. Equipamentos com alto potencial de danos, tanto ao operador como ao paciente, requerem regularmente testes visuais e de desempenho para garantir a sua segurança.

* Esta tabela e os intervalos de MP listados são aplicáveis somente para equipamentos relacionados a cuidados com os pacientes em um sistema de manutenção e controle de equipamentos. Ela não cobre verificações diárias e testes antes da utilização que devem ser feitas em carrinhos de anestesia, respiradores, disfibriladores, bisturis elétricos, e outros equipamentos que têm um grande potencial de dano para os seus pacientes ou usuários.

** Note que muitos equipamentos podem ser incluídos em mais de uma categoria. Por exemplo, os disfibriladores podem ser incluídos em todas as categorias, exceto a de equipamentos de monitoração crítica.

Estabelecimento da periodicidade da manutenção preventiva

O estabelecimento da periodicidade dos procedimentos de MP é uma tarefa bastante complexa e não há uma fórmula que possa resolver a todas as questões. A sugestão que apresentamos aqui é o estabelecimento da periodicidade de acordo com a freqüência das falhas que a MP tenta evitar. Para isso, deve-se levar em consideração:

- As condições de operação do equipamento (risco que o equipamento apresenta em caso de falha, probabilidade do equipamento falhar devido a condições inseguras de operação, como, por exemplo, a existência de radiações ionizantes, ou equipamentos elétricos expostos à ação de líquidos e fluidos biológicos);
- A facilidade de realizar a MP (ergonomia de manutenção) no equipamento, ou seja, equipamentos com MP mais complexa exigem mais tempo de MP;
- Freqüência de utilização do equipamento (equipamentos bastante utilizados vão necessitar de mais atenção, ou seja, uma MP mais freqüente);
- A experiência do pessoal clínico e técnico (a experiência com o equipamento vai ajudar a determinar a freqüência de MP).

Normalmente, costuma-se considerar que a freqüência dos procedimentos de MP é adequada quando o número de equipamentos incluídos no Programa de Manutenção Preventiva, que apresentam falhas ou necessitam de conserto entre cada MP é menor do que 5%. A tabela seguinte sugere critérios para saber se a freqüência dos procedimentos de MP está sendo adequada, muito alta, ou muito baixa.

Freqüência dos Procedimentos de MP		
Muito alta	**Adequada**	**Muito Baixa**
– Equipamento sempre calibrado, sem necessidade de mudanças.	– Equipamento ligeiramente fora de calibração, sem Ter a sua operação afetada.	– Equipamento sempre fora de calibração, gerando resultados errôneos na operação.
– Equipamento não precisa de limpeza. – Peças e botões ajustados sem folgas. – Não há necessidade de lubrificação	– É necessária alguma limpeza. – Lubrificação fará o equipamento funcionar adequadamente. – Desajustes (folgas leves nos componentes).	– Filtros de ventilação sujos, impedindo um fluxo de ar adequado. – Desgaste devido á lubrificação inadequada. – Falta de porcas ou parafusos; – Botões frouxos e com folgas que tornam incertos os valores ajustados para o funcionamento dos equipamentos.
	– Nenhuma reclamação sobre a operação do equipamento	– Reclamações freqüentes sobre a operação do equipamento.
	– Freqüência reduzida de manutenções corretivas	– Freqüência de MC aumenta ou fica inalterada.

Para a elaboração de um roteiro de MP, pode-se tomar como exemplo o caso de uma bomba de infusão, que se enquadra nas categorias de equipamentos alimentados via rede elétrica, por bateria, por sistemas eletromecânicos, e geralmente, se localiza em áreas de cuidados especiais (terapia intensiva). É composta basicamente por uma bomba peristáltica, que consiste em um motor de passo alimentado via rede elétrica e, ou bateria. Esse equipamento possui circuitos eletrônicos para fazer a programação das rotações da bomba e acionar os alarmes de nível do fluido, do sensor de bolhas, da falta de energia elétrica da rede e dispositivo de acionamento da bateria devido a interrupção de energia elétrica.

Para a MP de uma bomba de infusão deve-se especificar procedimentos que verifiquem suas partes mecânicas (lubrificação e verificação visual dos roletes e engrenagens) e suas partes elétricas e eletromecânicas (aferição e possível calibração do motor de passo, dos alarmes nos circuitos eletrônicos, do carregador de baterias, e verificação da integridade física das chaves de comando e de controle). Observe que algumas dessas atividades podem ser adotadas em procedimentos de *inspeção* (testes dos alarmes, da bateria, do carregador de baterias). Também se deve incluir alguns procedimentos anuais de testes de segurança elétrica do equipamento. Com isso, um roteiro básico de MP de uma bomba de infusão fica da seguinte maneira:

Exemplo de roteiro de procedimentos de MP

Aparelho: Bomba de infusão Lifemed/FARS-600

Procedimentos de Manutenção Preventiva:

Parte Mecânica (período trimestral)

– *Roletes*: ver se estão rodando livres, sem obstruções nem falhas;

– *Engrenagens*: observar as folgas, ajustes, integridade dos dentes e lubrificação;

– *Inspeção Visual*: observar se não há amassados, rachaduras na carcaça ou falhas na pintura. Efetuar a limpeza se necessário.

Parte Elétrica (período trimestral)

– *Motor de passo e circuito eletrônico*: verifique o tempo e o volume de infusão através do uso de um cronômetro, um porta-soro plástico descartável, uma bureta e uma pipeta;

– *Alarme de nível*: simule o funcionamento normal do aparelho, esvazie o contador de gotas com o aparelho ligado, e verifique se o alarme (som e a lâmpada indicadora) de nível será ativado.

– *Alarme de fim de infusão*: verifique se o alarme (som e a lâmpada indicadora) de fim de infusão é ativado ao término da série de infusões definidas no manual de manutenção preventiva (sugerida pelo fabricante).

– *Alarme de bateria*: simule o funcionamento normal do aparelho, desconecte o plug da tomada e verifique se o alarme de bateria começa a tocar.

– *Chaves de comando e de controle*: posicione cada dígito das chaves de comando e de controle em todas as posições possíveis, e verifique se há alguma irregularidade de funcionamento.

– Verificar o desempenho do carregador de bateria e da bateria.

Segurança Elétrica (período anual):

– Medição de correntes de fuga e de isolação através do analisador de segurança elétrica.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Na elaboração deste manual, autores tiveram um grande cuidado de torná-lo o mais simples e objetivo possível. Muitas tabelas e procedimentos para a elaboração das atividades relativas ao programa de manutenção foram colocadas como sugestão, esperando que o leitor possa adaptá-las para as condições econômicas e políticas do EAS onde está sendo montado o grupo de manutenção. Na literatura em que os autores se basearam para elaborar o manual existe uma grande variedade de procedimentos que podem ser adotados para a montagem de um programa de manutenção, algumas bastante acadêmicas e outras muito práticas, mas específicas para o local onde alguns autores trabalharam. Neste manual, procurou-se um balanço entre a academia e a prática adquirida durante vários anos participando de um grupo de Engenharia Clínica no Centro de Engenharia Biomédica da UNICAMP. Assim, procurou-se apresentar o que existe de mais atual em gerenciamento de manutenção para equipamentos hospitalares, mas sempre com enfoque no que é possível realizar no Brasil. Acreditamos que este manual será importante para auxiliar o leitor a implantar um centro de manutenção de equipamentos hospitalares, desenvolver procedimentos de gerenciamento de manutenção, mas principalmente executá-los sem se perder em grandes divagações acadêmicas.

Mais uma vez os autores lembram que os formulários apresentados neste manual, assim como, a seqüência de procedimentos para execução dos procedimentos de gerenciamento da manutenção, foram colocados como sugestão, mas são perfeitamente executáveis por um grupo de manutenção.

GLOSSÁRIO

Contrato em Comodato: é um tipo de contrato onde um determinado fornecedor deixa o equipamento para ser utilizado na EAS condicionado à aquisição do material de consumo que ele fornece.

Equipamentos de infra-estrutura: são definidos aqui como equipamentos e dispositivos que fornecem, suprem ou retiram energia, água, gases, fazem o condicionamento ambiental, a iluminação, etc. Como exemplo: central de gases, sistema de ar condicionado, grupo gerador, transformadores de energia elétrica, filtros de limpeza de água, sistema de tratamento de lixo e esgoto hospitalar, iluminação de emergência, etc.

Equipamentos de apoio: São definidos aqui como equipamentos que dão suporte ao pessoal de saúde (médico, enfermeiras e auxiliares de enfermagem) no tratamento ao paciente. Como exemplo: centrais de

esterilização, equipamentos de laboratório, processadoras de filmes de raios-X, estufas, geladeiras, congeladores, etc.

Equipamentos de aplicação direta: são definidos aqui como equipamentos utilizados diretamente no paciente para a obtenção de diagnósticos ou aplicação de terapias. Como exemplo: ventiladores mecânicos, bisturis elétricos, Tomografia computadorizada, equipamentos de ultra-som, etc.

Equipamentos de baixa complexidade: são equipamentos cuja complexidade dos circuitos eletrônicos e, ou mecânicos não apresentam grande dificuldade para manutenção. Os recursos humanos não precisam ser especializados em equipamento médicos e o treinamento que demandam é bastante simples. Equipamentos deste tipo podem ser: banho-maria, berço aquecido, estufa esfigmomanômetro, balança mecânica, bebedouro, ar condicionado, etc.

Equipamentos de média complexidade: são equipamentos que exigem um pessoal com formação básica e treinamento mais adequado para execução do reparo. Enquadra-se nesta categoria equipamentos do tipo: Incubadora, centrífuga, ventilador (tipos mais simples), monitor cardíaco, eletrocardiógrafo, eletroencefalógrafo, equipamento para hemodiálise, etc.

Equipamentos de alta complexidade: são equipamento que demandam técnicos qualificados e com treinamento bastante especializado. Em muitos casos, os técnicos possuem nível superior e seu treinamento, em alguns casos é desenvolvido no exterior. Enquadra-se nesta categoria: Ressonância Nuclear Magnética, Tomógrafos, analisadores químicos (alguns tipos), gama câmara, acelerador linear, ultra-som (diagnóstico por imagem), etc.

Estoque mínimo: quantidade mínima de peças que devem ser constantemente mantidas no almoxarifado. Quando o número de uma determinada peça estiver abaixo da quantidade mínima previamente estabelecida, imediatamente deve ser gerada uma solicitação de aquisição para sua reposição.

Garantia de aquisição: período (normalmente de 12 meses) em que a empresa fornece gratuitamente, o serviço e as peças de reposição para o reparo de alguns dos problemas que ocorrem com o equipamento. Dependendo do contrato, o serviço durante a garantia é feito somente na fábrica e o custo para envio e retorno do equipamento fica por conta do EAS.

Garantia de serviço: período (normalmente 3 meses) em que a empresa e assistência técnica, após ter realizado uma manutenção corretiva, fornece gratuitamente o serviço e, em alguns casos, as peças de reposição no caso de ocorrer um defeito no equipamento, idêntico ao já reparado.

Inspeção: procedimento que faz parte do programa de manutenção preventiva e que consiste na calibração e verificações simplificadas do funcionamento do equipamento. Ex: verificação do pH dos reagentes de uma processadora de filmes de equipamento de raios-X, verificação do nível de óleo lubrificante do grupo gerador, teste de funcionamento do sistema de alarmes em equipamentos de hemodiálise, etc.

Lucro cessante: no caso específico deste manual, é o faturamento que o hospital deixa de ter quando o equipamento, por qualquer razão para de produzir.

BIBLIOGRAFIA

ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION-AAMI (a). **Guideline for establishing and administering medical instrumentation maintenance program.** AAMI, Arlington, VA, EUA, 1984.

ASSOCIATION FOR THE ADVANCEMENT OF MEDICAL INSTRUMENTATION-AAMI (b). **Standards and Recomended Practices.** Biomedical Equipment. Arlington: v.2, 1993.

BRONZINO, J.D. **Management of medical technology:** a primer for clinical engineers. Stoneham: Butterworth-Heinemann, 1992.

CATTINI, O. **Como fazer o manual de manutenção da sua empresa.** Management Center do Brasil-MCB, 1983.

EMMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE-ECRI. **Health Devices:** inspection and preventive maintenance system. PA, EUA: ECRI, Plymouth Meeting, 1984.

FEINBERG, B. N. **Applied clinical engineering.** 1ed. New Jersey: Prentice-Hall. Inc., Englewood Cliffs, 1986.

HEALTH EQUIPMENT INFORMATION-HEI. **Management of equipment.** HEI, n.98, Jan. 1982.

MARTINS, M.C.; MEI, J.R.; FURUSATO, E.H.; NAGAE, M.; KORBER, H.R.; WALL, , E. & CALIL, S.J. Uma proposta de priorização de equipamentos médico-hospitalares para manutenção preventiva. **Revista Brasileira de Engenharia.** Caderno de Engenharia Biomédica, v. 7, n.1, p.561-571, 1990.

BRASIL, Ministério da Saúde Portaria conjunta SVS/SAS n.1 de 17 de Maio de 1993. **Diário Oficial,** Brasília, 1993.

BRASIL, Ministério da Saúde Portaria n. 2043 de 12 de Dez. 1994. **Diário Oficial,** Brasília, 13 de Dez. 1994a. Seção 1, p.19314.

BRASIL, Ministério da Saúde. **Equipamentos para estabelecimentos assistenciais de saúde;** planejamento e dimensionamento. Brasília, 1994b.

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria n. 2663 de 20 de Dez. 1995. **Diário Oficial,** Brasília, 22 de Dez. 1995, Seção 1.

BRASIL, Ministério da Saúde. Portaria conjunta SVS/SAS n. 1 de 23 de Jan. de 1996. **Diário Oficial,** Brasília, 24 de Jan. 1996.

RAMÍREZ, E. F. F. **Metodologia de priorização de equipamentos médicos para programas de manutenção preventiva em hospitais.** , Campinas, Dezembro 1996, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP.

RAMÍREZ, E.F.F. & CALIL, S.J. Classificação de critérios de priorização de equipamentos médico-hospitalares em manutenções preventivas. In: FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, 3, 1996, Campos do Jordão. **Anais...** São Carlos: [s.n.], 1996. p.167-168.

TOWARD. **An understanding of medicai equipament cost of ownership.** Andover, Mass.: Hewlett-Packard Co. 1991.

VETERANS HEALTH ADMINISTRATION – Engineering Service, **VA Handbook 7610 (230),** June. 1988.

WEBSTER J.G. & COOK A.M. (Orgs). **Clinical Engineering: Principies and Practices. N.J.,** EUA: Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, 1979.

ANEXO I

RELAÇÃO DE FERRAMENTAS QUE DEVEM SER INCLUÍDAS PARA UTILIZAÇÃO EM MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS ELETRÔNICOS, MECÂNICOS E DE REFRIGERAÇÃO.

Conjunto de ferramentas para a maleta de eletrônica

QT DESCRIÇÃO

01 Chave de fenda 3/16" x 1"

01 Chave de fenda 3/16" x 6"

01 Chave de fenda 1/8" x 4"

01 Chave de fenda 1/8" x 6"

01 Chave de fenda ¼ "x 6"

01 Chave de fenda 5/16" x 8"

01 Chave Philips 3/16" x 1"

01 Chave Philips 3/16" x 3"

01 Chave Philips 1/8" x 3"

01 Chave Philips ¼" x 5"

01 Chave canhão 8 mm x 6"

01 Alicate de bico chato 6" com cabos isolados

01 Alicate de bico fino 6" com cabos isolados

01 Alicate universal 8" com cabos isolados

01 Alicate desencapador de fios/apertador de terminais

01 Pinça reta serrilhada 165 mm

- 01 Estilete de lâmina retrátil
- 01 Sugador de solda com ponta de teflon
- 01 Ferro de solda 220V/25W
- 01 Ferro de solda 110V/25W
- 10m Solda para componentes eletrônicos
- 01 Chave inglesa 6”
- 01 Jogo de chave de precisão fenda/Philips
- 01 Multímetro digital de 4 ½ dígitos, proteção contra choques mecânicos, medição de tensão, corrente, resistência, capacitância, teste de diodo, display de barras adicional numérico e teste de continuidade
- 01 Chave de fenda cotoco ¼” x 1.11/2”
- 01 Chave Philips cotoco ¼” x 1.11/2”
- 01 Chave de fenda angular dupla 3/8” x 6”
- 01 Chave teste néon
- 01 Jogo de chave Allen de precisão 0,05mm a 5mm
- 01 Termo contráctil (várias medidas)
- 01 Caixa de fusíveis (vários valores)
- 01 Spray limpa contatos
- 01 Caixa com terminais climper
- 01 Extrator de CI
- 01 Espelho de dentista
- 01 Lanterna tipo caneta
- 01 Mala tipo executivo com duas divisórias

Conjunto de ferramentas para a maleta de mecânica

QT DESCRIÇÃO

01 Chave de fenda 3/16" x 3"

01 Chave de fenda 3/16" x 5"

01 Chave de fenda 1/8" x 4"

01 Chave de fenda 1/8" x 6"

01 Chave de fenda ¼" x 4"

01 Chave de fenda 1/4" x 6"

01 Chave Philips 3/16" x 1.11/2"

01 Chave Philips 1/4" x 1.11/2"

01 Jogo de chave para relojoeiro fenda/Philips

01 Chave de fenda com ponta ajustável

01 Jogo de chave fixa mini de 4mm a 10mm

01 Jogo de chave fixa mini de 5/32" a 13/32"

01 Chave inglesa 6"

01 Chave inglesa 10"

01 Chave Philips 1/8" x 2.3/8"

01 Chave Philips 1/8" x 6"

01 Chave Philips ¼" x 6"

01 Chave Philips ¼" x 4"

01 Chave Philips 3/16" x 3"

01 Chave Philips 3/16" x 5"

01 Chave Philips cotoco 3/16" x 1.11/2

01 Chave Philips cotoco ¼" x 1.11/2

01 Chave teste neon

01 Escala de aço de 300mm

01 Espelho de inspeção

01 Estilete de lâmina retrátil 180mm

01 Ferro de solda cerâmico 110V 30W com ponta aterrada

01 Ferro de solda cerâmico 220V 30W com ponta aterrada

01 Lanterna de bolsa retangular

01 Lima meia cana 6"

01 Lima redonda 6"

01 Lima quadrada 6"

01 Lima triângulo

01 Jogo de lima agulha 12 peças

01 Martelo plástico ponta F 24mm

01 Martelo bola 100g

01 Paquímetro de 0 a 150mm int/ext.

01 Pincel ½"

01 Pincel nº 8

01 Pinça reta 160mm (com isolação)

01 Pinça curva 160mm (com isolação)

01 Punção de centro 150 x 6mm

01 Saca pino cônico 110 x 2mm

01 Saca pino cônico 125 x 3mm

01 Saca pino cônico 140 x 4mm

01 Trena de 02m

01 Alicate bico curvo 7. ½"

01 Alicate bico reto 7. ½"

01 Alicate bico reto 4. ½"

01 Alicate bomba d'água 9.1/2"

01 Alicate corte diagonal 6" com cabos isolados

01 Alicate universal 8" com cabos isolados

01 Jogo de chave Allen 1.5, 2, 2.5, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10mm

01 Chave Allen 0,05"

01 Jogo de chave Allen 1/16", 1/8", 7/32", 5/64", 9/64", ¼", 3/32", 7/64", 3/16"

01 Chave correia para tubos F max 5.½"

01 Mala tipo executivo com duas divisões

01 Chave canhão 3mm

01 Chave canhão 4mm

01 Chave canhão 5mm

01 Chave canhão 6mm

01 Chave canhão 7mm

01 Chave canhão 5/16"mm

01 Chave canhão 9mm

01 Chave canhão 10mm

01 Chave canhão 11mm

01 Chave canhão 12mm

01 Chave canhão 13mm

01 Chave canhão 14mm

OBS: As chaves de fenda, Philips, alicates e chave inglesa devem ser de aço cromovanadium.

Conjunto de ferramentas para a maleta de refrigeração

(TODOS OS ÍTENS DA MALETA DE MECÂNICA, MAIS OS ÍTENS ABAIXO)

QT DESCRIÇÃO

01 Conjunto de manômetros de alta baixa pressão com mangueira – 30 a 250Lb 0 a 500Lb

01 Flangeador de tubos de cobre (3 peças)

01 Medidor multiamperimétrico (tipo alicate)

01 Detector de vazamentos (eletrônico)

01 Chave catraca

01 Alicate estrangulador de pressão para tubos de cobre

01 Curvador de tubos

01 Cortador de tubos

01 Alargador de tubos

OBS: As chaves de fenda, Philips, alicates e chave inglesa devem ser de aço cromovanadium.

ANEXO II

CONJUNTO DE EQUIPAMENTOS ESSENCIAIS PARA UTILIZAÇÃO COMUM PELO GRUPO DE MANUTENÇÃO

Manutenção de equipamentos eletrônicos

QT Descrição

01 Osciloscópio de 50 MHz, 02 canais, analógico

02 Fonte de alimentação simétrica de 0 a 30 V, 5A

01 Carregador de bateria 12V, 50^{A}

01 Aspirador de pó 80W, 110/220V

01 Secador de cabelo 1000W

01 Tacômetro óptico-digital

01 Frequencímetro de 5 a 100MHz

01 Gerador de funções

01 Variador de voltagem monofásico com indicação digital

Manutenção de equipamentos de refrigeração

QT Descrição

01 Conjunto de solda oxi-acetileno

01 Cilindro com capacidade de 1,5 e 10 kg para Freon

01 Bomba de vácuo de 30mm Hg/in^{2}, rotativa simples, duplo estágio com rotor de palhetas

Manutenção de equipamentos mecânicos

QT	DESCRIÇÃO
01	Furadeira de Bancada
01	Prensa de 15 toneladas
01	Solda elétrica
01	Solda de Oxi-acetileno

ANEXO III

RELAÇÃO DE EQUIPAMENTOS BÁSICOS PARA TESTE E CALIBRAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES UTILIZADOS EM CONTROLE DE QUALIDADE, MANUTENÇÃO PREVENTIVA E INSPEÇÃO

Equipamentos eletrônicos

QT	DESCRIÇÃO
01	Analisador de bisturi (*)
01	Analisador de desfibrilador/cardioversor (*)
01	Analisador manual de segurança elétrica (*)
01	Multímetro TRUE RMS com capacímetro, testador de diodos e transistores, frequencímetro, etc.
02	Simulador de ECG para teste de eletrocardiógrafos e monitores

(*) equipamentos essenciais ao grupo de manutenção

Conjunto de dispositivos para calibração e ajuste de balanças

QT	DESCRIÇÃO
01	Conjunto de pesos padrão para calibração de balanças analíticas
01	Conjunto de pesos padrão de 100g a 5Kg para calibração de balanças

ANEXO IV

ESPECIFICAÇÃO BÁSICA DE ALGUNS EQUIPAMENTOS UTILIZADOS PARA A MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

Especificação básica de alguns equipamentos para manutenção de materiais eletrônicos

1) Osciloscópio com as seguintes especificações mínimas:

- Ultraportátil de pequenas dimensões ("handheld");
- Largura de banda de 100 MHz;
- 2 canais;
- Saída isolada do terra do chassis;
- Sensibilidade de pelo menos 5mV/div;
- Memória digital;
- Alimentado à bateria.

2) Gerador de funções com as seguintes especificações mínimas:

- Gerador de ondas senoidal, triangular e quadrada;
- De 1Hz a 10 MHz;
- "Display" indicador de freqüência;
- Ajuste de tensão de saída e tensão de "off-set";
- Alimentação 110/220V @ 60 Hz.

3) Multímetro digital com as seguintes especificações mínimas:

- Portátil alimentado a bateria;
- 3 3/4 dígitos;

- Precisão básica de 0,1%;
- Proteção contra choques mecânicos;
- Medidas de tensão, corrente, resistência e capacitância;
- "Display" de barras adicional ao "display" numérico;
- Seleção automática de escala.

4) Fonte de alimentação dc com as seguintes especificações mínimas:

- 0 A 5V @ 2A FIXA;
- 0 A 30V @ 2A simétrica ajustável no painel;
- Regulação de 10mV/I_L=1A;
- Fator de ripple < 10mV_{p-p} com carga máxima;
- Indicador de tensão e, ou corrente de saída através de mostradores no painel;
- Carcaça aterrada;
- Tensão de alimentação 110/220V.

5) Osciloscópio analógico com as seguintes especificações mínimas:

- Largura de banda de 50 MHz;
- 2 canais;
- Medidas dos sinais de tensão, período e freqüência na tela através de cursores;
- "Delay";
- Tensão de alimentação de 110/220V @ 60Hz.

6) Década resistiva com as seguintes especificações mínimas:

- Década resistiva a ser utilizada na calibração de diversos equipamentos cujo princípio de funcionamento se baseia na variação da resistência do

sensor. Faixa de operação de aproximadamente 100 miliOhms a 1 MegaOhms e uma potência dissipada aproximadamente 4 W. Deve possuir baixa resistência de contato interno.

Especificação básica de equipamentos para a manutenção de materiais mecânicos

1) Guilhotina mecânica

Guilhotina mecânica com comando elétrico, para corte de chapas de aço 1010/1020 com espessura aproximada de até 2mm, com comprimento máximo de corte de 1200mm.

2) Serra hidráulica

Serra hidráulica de arco com curso de 80 a 150mm, com pelo menos três velocidades de corte com sistema de refrigeração e lâmina de corte de aproximadamente 32mm.

3) Serra fita

Serra fita com altura útil de corte de aproximadamente 200mm, distância de coluna à fita de aproximadamente 400mm com três velocidades de corte.

4) Torno mecânico

Torno mecânico utilizado na usinagem de peças mecânicas com:

- Barramento de aproximadamente 1,5 metros;
- Motor de dupla polaridade;
- Freio eletromagnético da árvore;
- Placas de 3 e 4 castanhas com fixação;
- Avental com desengate automático;
- Mesa com sistema de eliminação de folga, suporte transversal, suporte giratório, suporte longitudinal, suporte de quatro ferramentas, suporte de ferramenta traseiro;
- Cabeçote móvel;

- Relógio indicador de roscas;
- Batente com desengate automático;
- Conjunto completo para refrigeração de corte;
- Luneta fixa com diâmetro de 4,5 a 50mm;
- Luneta acompanhadora para diâmetro de 4,5 a 50mm;
- Bucha de redução para árvore principal com cone morse número 3 e respectivo ponto com angulo de 60 graus para cone morse número 3;
- Ponto com angulo de 60 graus, para cone morse número 3 do cabeçote móvel.

5) Prensa hidráulica

Prensa hidráulica de 10 toneladas com distância útil entre colunas de 524mm, distância útil de mesa móvel ao pistão de 830mm, com fuso de aproximação rápida, bomba e pistão isolado.

6) Dobradeira

Dobradeira manual para chapas de aço para até aproximadamente 4 mm, com comprimento aproximado de dobra de 1050mm e sistema de fixação de chapas intercambiáveis.

7) Furadeira de coluna

Furadeira de coluna com as seguintes especificações mínimas:

- Variação de velocidade de rotação do fuso;
- Mesa basculante giratória com curso vertical de 400 mm;
- Altura da coluna de 1500 mm;
- Cabeçote com curso vertical de aproximadamente 280 mm;
- Distância do fuso à barra de 810 a 1090 mm aproximadamente;
- Fuso com curso de aproximadamente 120 mm;

- Distância do fuso à coluna de aproximadamente 240 mm;
- Para mandril de até 1 polegada.

8) Solda elétrica

Conjunto de solda elétrica com as seguintes especificações mínimas:

- Sistema de regulagem de núcleo móvel;
- Faixa de regulagem de 30 a 200 amperes;
- Sistema de refrigeração com ventilação forçada;
- Alimentação 220V.

9) Guilhotina mecânica

Guilhotina mecânica com comando elétrico para corte de chapas de aço 1010/1020 com espessura aproximada de até 2mm, com comprimento máximo de corte de 1200mm.

10) Esmeril de coluna

Moto esmeril de coluna para uso geral, com rolamentos blindados com lubrificação permanente, totalmente blindado à prova de pó e umidade, com rebolo de 5" x 1/2" x 1/2" aproximadamente. Um dos rebolos deve ser uma escova rotativa de aço para serviços gerais, de 220V.

11) Conjunto de solda e corte

Conjunto de solda e corte oxi-acetileno com cilindros, manômetros reguladores, mangueiras, carrinho para locomoção e canetas de corte e solda c/ jogo de bicos, maçarico para solda e para corte, óculos, luvas, etc., para corte de chapas e perfis de até 2,5mm de espessura.

12) Esmerilhadeira portátil

Esmerilhadeira portátil com dupla isolação, capacidade de disco de corte com diâmetro de 115mm, discos de desbaste com diâmetro de 116mm, disco de lixa com diâmetro de 115mm, tensão de trabalho de 220V, potência aproximada de 400W.

13) Tesoura elétrica portátil para chapas metálicas

Tesoura elétrica industrial portátil para chapas metálicas de até 2,0mm, potência aproximada de 300Watts, 220V.

14) Furadeira elétrica portátil profissional

Furadeira de impacto, duas velocidades, dupla isolação, capacidade de perfurar aço de 10/16mm, madeira 30/50mm, alumínio 12/25mm, concreto 50mm (coroa dentada), alvenaria em geral 90mm, com carga de impacto de 6240/13600 IPM, diâmetro do mandril 5/8", potência aproximada de 620W.

LISTAGEM DE EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NA MANUTENÇÃO DE MOBILIÁRIO

1) Serra circular com mesa móvel

Serra circular com mesa móvel para serrar madeiras de grandes dimensões.

2) Plaina desengrossadeira

Plaina desengrossadeira com capacidade de corte, largura de 82mm, profundidade de 3mm, potência aproximada de 750W, tensão de trabalho de 220V.

3) Tupia moldureira

Tupia moldureira com as seguintes especificações mínimas

- Mesa com dimensões aproximadas de 700mm x 700mm;
- Curso útil vertical do eixo da árvore de 75mm;
- Diâmetro do eixo porta-serras e fresas 25, 4mm;
- Comprimento útil do eixo porta serras e fresa de 100 mm;
- Diâmetro do eixo rasgado porta ferramentas de 32mm;
- Dimensões do rasgo porta ferramentas de 8 x 80mm;
- Conemorse 3 do eixo-árvore;

– Potência aproximada do motor 3HP.

4) Serra tico-tico portátil

Serra tico-tico profissional com base móvel, dupla isolação, capacidade de cortar aço doce de até 6mm, metal não ferroso de até 20mm, madeira até 30mm, tensão de trabalho 220V, potência aproximada de 390W.

5) Grampeador para estofados

Grampeador mecânico manual para tapeçaria, para uso de grampos da linha 76/8.

6) Grampeador pneumático para estofados

Grampeador pneumático para tapeçaria, para uso de grampos da linha 80/10.

7) Máquina de costura industrial

Máquina para costura industrial linha reta para ramo de tapeçaria, com motor acoplado, com alimentação em 220V, mesa de 1200mm x 500mm x 40mm com gavetas. Deverá acompanhar 01 pé para colocar zíper, 01 pé para costura reta, 06 carretilhas, 01 estojo de limpeza, catálogo técnico.

ANEXO V

CONJUNTO DE EQUIPAMENTOS E FERRAMENTAS DE UTILIZAÇÃO GERAL

Ferramentas

1) Compressor de ar

Compressor para ar comprimido ISENTO DE ÓLEO para serviço intermitente com as seguintes especificações mínimas:

- Reservatório com purgador e capacidade de 250 litros (140 LBS);
- Cabeçote com dois pistões;
- Válvula de segurança;
- Manômetro indicador da pressão interna do reservatório.

2) Pistola para pintura

Pistola para pintura com reservatório de 1 litro com regulador de leque, regulador da agulha e pressão mínima de trabalho de 50 libras.

3) Jateadora de micro esfera de vidro

Máquina para jato de areia seca, completa com tanque mangueira, bicos manômetros, equipamentos de proteção do operador, etc., com câmara de jateamento que caiba até uma cadeira.

4) Lixadeira/politriz

Lixadeira profissional com dupla isolação, 2 velocidades, capacidade de lixas de 170x280mm, potência aproximada de 700W, tensão de trabalho de 220V.

5) Dobradeira de tubos

Curvador manual de tubos, com alavanca e catraca, para tubos de cobre e aço com espessura de até 3mm e diâmetro de até 1.1/4", curvaturas uniformes até 180 graus.

6) Cortador para serralheria (policorte)

Máquina de corte para utilização em serralheria com capacidade de corte de aço, perfilados (tubos, perfis, etc.), metais ferrosos, não-ferrosos, etc. Deve possuir mesa de corte com capacidade de articulação, lâmina de 12" com capacidade de corte sem rebarbas e motor blindado.

7) Saca pino paralelo

ANEXO VI

SUGESTÃO DE EQUIPAMENTOS PARA INCLUSÃO NA PROGRAMAÇÃO PARA FUTURAS AQUISIÇÕES DE ACORDO COM O CRESCIMENTO DAS RESPONSABILIDADES DO GRUPO DE MANUTENÇÃO E DO PARQUE DE EQUIPAMENTOS MÉDICO-HOSPITALARES

Equipamentos Eletrônicos

QT	DESCRIÇÃO
01	Osciloscópio portátil digital 100MHz com 2 canais e memória
01	Analisador de rede elétrica e temperatura ambiente
01	Simulador de multi parâmetros com cabos
01	Luxímetro
01	Ponta de alta tensão de 1 a 40KV
01	Jogo de filtros para calibração de espectrofotômetros
01	Radiômetro para fototerapia
01	Analisador de bombas de infusão
01	Medidor de KV digital não invasivo
01	Medidor de mAs/mA
01	Medidor de tempo de exposição para equipamentos de RaioX
01	Sensor de umidade/temperatura
01	Ponte RLC com acessórios

Equipamentos mecânicos

01 Torno com luneta, placa de 4 castanhas e 3 castanhas

01 Serra hidráulica

01 Dobradeira

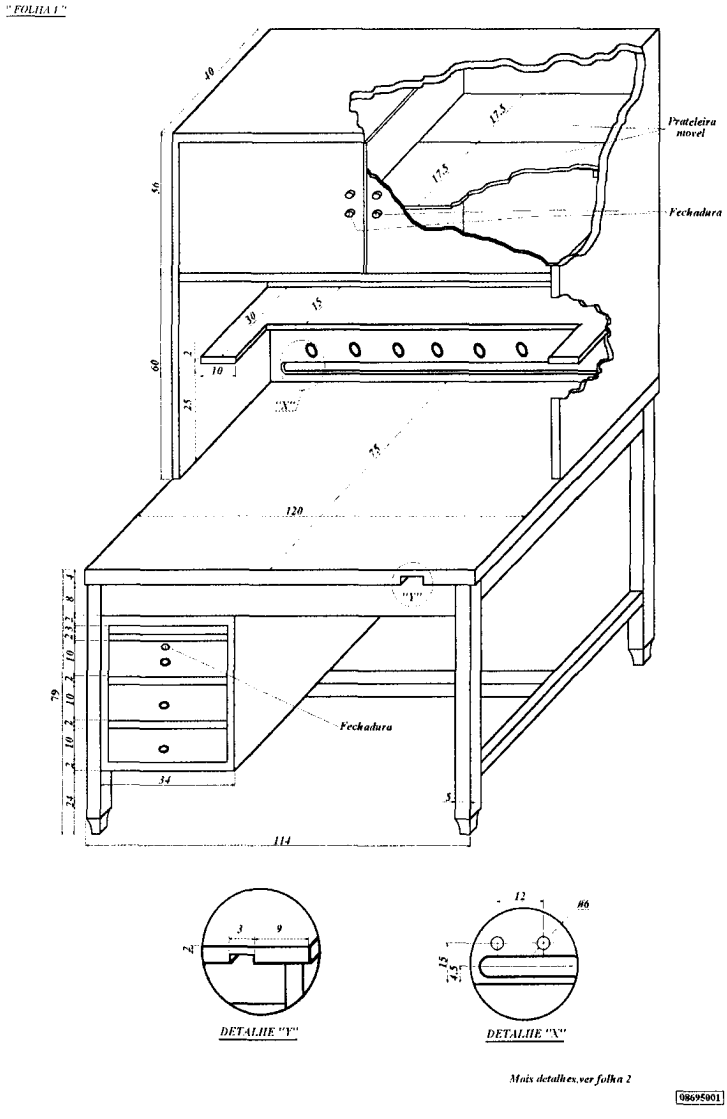
01 Refratômetro para aferição da concentração de gases anestésicos em vaporizadores

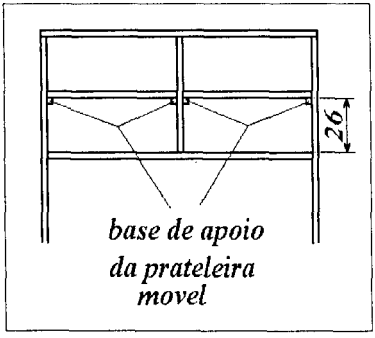
01 Serra fita

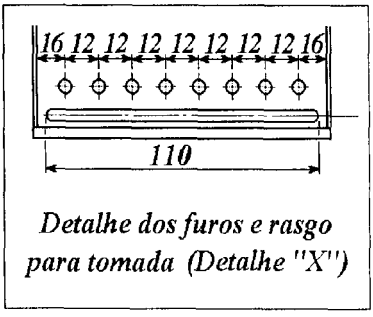
01 Guilhotina

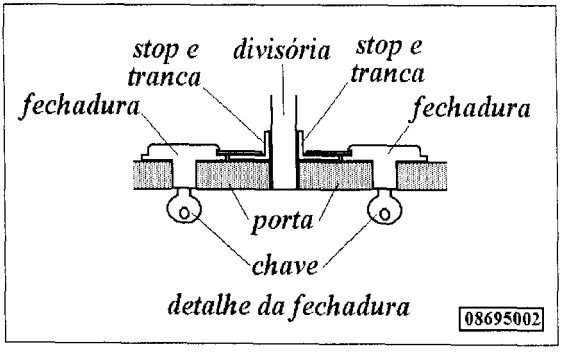
ANEXO VII

SUGESTÃO PARA O PROJETO DE BANCADA DE TRABALHO PARA OFICINA MECÂNICA E ELETRÔNICA




26
base de apoio
da prateleira
movel


16 12 12 12 12 12 12 12 16
110
Detalhe dos furos e rasgo
para tomada (Detalhe "X")


stop e
tranca
divisória
stop e
tranca
fechadura
fechadura
porta
chave
detalhe da fechadura
08695002

ANEXO VIII

SUGESTÃO DE UMA PROPOSTA A SER APRESENTADA PARA A ADMINISTRAÇÃO DO HOSPITAL PARA A IMPLANTAÇÃO DO GRUPO DE MANUTENÇÃO

O grupo de manutenção a ser implantado deverá se responsabilizar pela manutenção e conservação do seu parque de equipamentos.

Seu objetivo principal será o de reduzir os custos de manutenção com os diversos tipos de equipamentos médico-hospitalares, aumentando sua disponibilidade e segurança.

Abaixo são descritos os recursos materiais, físicos e humanos necessários para a implantação de um grupo de manutenção no hospital.

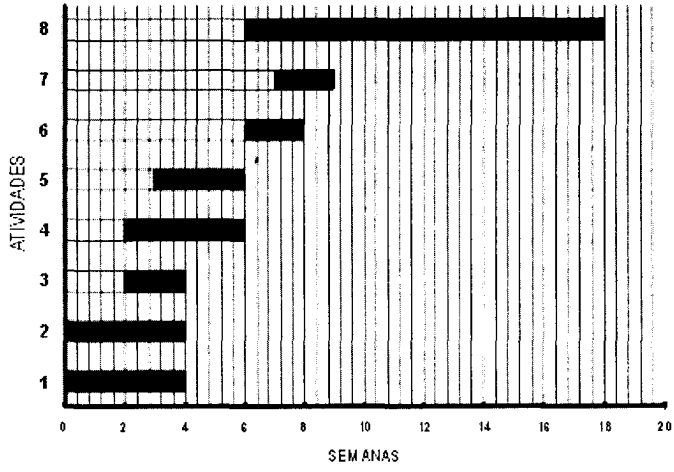
A tabela deve ser preenchida com os valores financeiros para contratação dos técnicos, aquisição de material para manutenção e necessidade de área física.

No gráfico que segue, é mostrado o cronograma de atividade para cada etapa de implantação do grupo de manutenção. Em conseqüência, os recursos financeiros devem ser liberados de acordo com o custo de cada etapa.

Tabela dos recursos necessários

DESCRIÇÃO DOS RECURSOS	
RECURSOS HUMANOS	GASTO ANUAL COM SALÁRIOS
_____ técnicos com formação em eletrônica	
_____ técnicos com formação em mecânica	
_____ técnicos administrativos	
RECURSOS MATERIAIS	VALOR TOTAL (R$)
Equipamentos de teste	
Equipamentos de calibração	
Equipamentos para manut. mecânica	
Equipamentos para manut. Eletromec.	
Equipamentos para manut. eletrônica	
Equipamentos para apoio administrativo	
Ferramentas para manut. eletromecânica	
Ferramentas para manut. mecânica	
Mobiliário	
Custo da implementação da oficina de manut.	
ÁREA FÍSICA NECESSÁRIA	M^2
Área de oficina mecânica	
Área de oficina eletrônica	
Área de oficina eletromecânica	
Área para administração (secretaria, chefia, etc)	

CRONOGRAMA DE ATIVIDADES



1 - Reforma de área para pessoal técnico

2 - Contratação de pessoal técnico

3 - Aquisição de ferramentas para manutenção

4 - Aquisição de mobiliário (bancadas, armários, etc.)

5 - Aquisição de equipamentos para manutenção (osciloscópios, furadeiras, etc)

6 - Contratação de pessoal administrativo

7 - Aquisição de material administrativo

8 - Aquisição de equipamentos de teste e calibração

É importante lembrar que a tabela e o gráfico acima são apenas sugestões quanto à forma de apresentação do relatório. Os prazos de execução das atividades devem ser adaptados de acordo com os recursos financeiros e as dificuldades administrativas impostas devido às características do EAS (Estabelecimento público ou privado).

ANEXO IX

SUGESTÃO DE MATERIAL DE REPOSIÇÃO QUE DEVE SER MANTIDO EM ALMOXARIFADO PARA MANUTENÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS, DE APOIO E DE INFRA-ESTRUTURA

Reposição de material hidráulico

- Kit de reparo para válvula de descarga;
- Reparo para torneira (o-ring);
- Sifão para tanque (cromado);
- Sifão para lavatório (cromado);
- Sifão para pia (cromado);
- Ligação flexível cromada para lavatório e pia;
- Torneira de jardim . de ½ ";
- Torneira tipo bóia para caixa d'água;
- Fita veda rosca;
- Cotovelos, luvas, Tês, uniões, . de ½ ", ¾ " e 1".

Material elétrico

- Fusíveis (especificação de acordo com os equipamentos médicos e de apoio);
- Disjuntores termomagnéticos (especificação de acordo com os equipamentos médicos e de apoio);
- Lâmpadas fluorescentes de várias potências (tensões de acordo com sistema de alimentação);
- Lâmpadas incandescentes de várias potências (tensões de acordo com sistema de alimentação);

- Reatores de partida rápida;
- Disjuntores termomagnéticos (especificação de acordo com os equipamentos médicos e de apoio);
- Ignitor de partida para lâmpada fluorescente ("starters");
- Fita isolante.

Material para grupo gerador

- Elemento combustível (filtro);
- Elemento lubrificante (filtro);
- Elemento ar (filtro);
- Elemento respiro (filtro);
- Anel do filtro de respiro;
- Correia da bomba d'água;
- Correia do alternador;
- Correia do ventilador;
- Purgador termostático;
- Purgador termodinâmico;
- Purgador termostático.

CAPÍTULO 2

GERENCIAMENTO DE SERVIÇOS EXTERNOS

Elaborado por:
Prof. Dr. Egon Luiz Müller Júnior

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO..... 135

TIPOS DE CONTRATOS DE SERVIÇOS..... 135

CONTRATO DE SERVIÇO POR PERÍODO DETERMINADO..... 137

CONTRATO DE SERVIÇO SOB DEMANDA..... 141

AVALIAÇÃO DOS CUSTOS DE MANUTENÇÃO..... 143

MONITORAÇÃO DE SERVIÇOS EXTERNOS..... 150

BIBLIOGRAFIA..... 151

INTRODUÇÃO

Uma das principais atividades dos departamentos de engenharia clínica é gerenciar os serviços contratados. O entendimento dos seguintes termos é essencial para o gerenciamento de serviços contratados:

- Contrato: convergência de vontades com estipulação de vontades entre as partes;
- Contratante: é a parte que paga pelo serviço ou bem que irá receber;
- Contratado: é a parte que fornece o serviço ou o bem, e recebe por isto.

Os pontos chave na definição do contrato são as exigências contidas nele. Quanto maior o número de exigências especificadas em um contrato maior será o seu valor. É importante para a contratante (estabelecimento assistencial de saúde - US) definir exatamente quais são as exigências para cada equipamento.

TIPOS DE CONTRATOS DE SERVIÇOS

Dentre os vários tipos de contratos usados para serviços externos, os mais utilizados são:

- *Contrato de serviço por período determinado:* esse tipo de contrato geralmente é feito para equipamentos mais sofisticados (raios X, ressonância magnética, tomografia, etc.). Este contrato de serviço é mais adequado, ao valor dos equipamentos necessários para teste e calibração, a dificuldade de obtenção de peças de reposição e provavelmente o salário diferenciado a ser pago para o técnico não justificam a manutenção interna. Geralmente, são feitos nas seguintes modalidades:
- *Serviço completo:* inclui um número específico de manutenção preventiva (MP) realizadas em intervalos regulares, chamadas ilimitadas para reparo, incluindo todas as peças (exceto material de consumo), todo trabalho, despesas de viagem e disponibilidade de 24 h por dia, sete dias por semana, 365 dias por ano;

- *Serviço com hora limitada:* inclui um número específico de chamadas de MP em intervalos regulares, chamadas ilimitadas para reparo, inclui todas as peças (exceto material de consumo), todo trabalho e despesas de viagem durante dias específicos da semana (normalmente de segunda a Sexta, das 8 h as 16 h);
- *Serviço limitado:* inclui um número específico de chamadas de MP em intervalos regulares, todas as peças (exceto material de consumo) e despesas de viagem até um número máximo de chamadas de serviços especificados no contrato.
- *Contrato de serviço sob demanda:* esse tipo de contrato é geralmente utilizado para equipamentos de média e baixa complexidade, nesta modalidade destacam-se dois tipos:
- *Contrato de serviço sob demanda:* é feito um contrato formal com um determinado prestador de serviço, inclui MP e serviço de reparo fornecido após requisição pelo cliente, é pago baseado no tempo e no material utilizado. Embora, pouco utilizado no Brasil, este tipo de contrato pode trazer algumas vantagens em termos de custos, tendo em vista a exclusividade, durante a vigência do contrato, do prestador de serviço, que em princípio foi também escolhido em função do preço e qualidade.
- *Solicitação de conserto para empresas prestadoras de serviços*: Nesse caso, a empresa só é chamada quando ocorre a necessidade de uma MC, sendo que o responsável pelo grupo deve sempre verificar o preço cobrado pelo serviço e a qualidade do serviço prestado, comparando-o com outras empresas. Para grupos de manutenção pertencentes a instituições públicas, de acordo com o valor do serviço, será necessária a abertura de um edital, com cláusulas que prevejam o valor e a qualidade do serviço.

Qualquer que seja o tipo de contrato a ser adotado, o modo pelo qual ele será negociado com a empresa e gerenciado pelo grupo de manutenção é um dos pontos críticos que define como o grupo de engenharia clínica, e conseqüentemente o seu responsável, será visto pelo restante do pessoal de saúde e principalmente pela administração da (US).

CONTRATO DE SERVIÇO POR PERÍODO DETERMINADO

Quando ocorre a quebra de um equipamento que está sob contrato de serviço por período determinado, as atividades a seguir devem ser executadas na seqüência ilustrada na figura 1:

- *Contato com a empresa contratada:* quando o responsável contata a empresa requerendo o serviço é necessário anotar data, horário, nome e número telefônico da pessoa que recebeu a requisição e a previsão de atendimento, caso o serviço seja executado no local.
- *Serviço executado no local:* quando o técnico da empresa vem ao local para executar o serviço é importante que um técnico do grupo de manutenção acompanhe o serviço. Deve ser anotada data, horário, duração, serviço executado, peças substituídas, nome de quem executou o serviço e do técnico que acompanhou.
- *Envio do equipamento*: normalmente, requer a necessidade de embalagem de carregamento especial (em caso de grande porte), de transporte e seguro para transporte. De qualquer modo, o responsável pelo grupo de manutenção deve seguir todo o protocolo fixado pela administração da US para a retirada e transporte do equipamento (caso não exista um protocolo o grupo deve criar um).

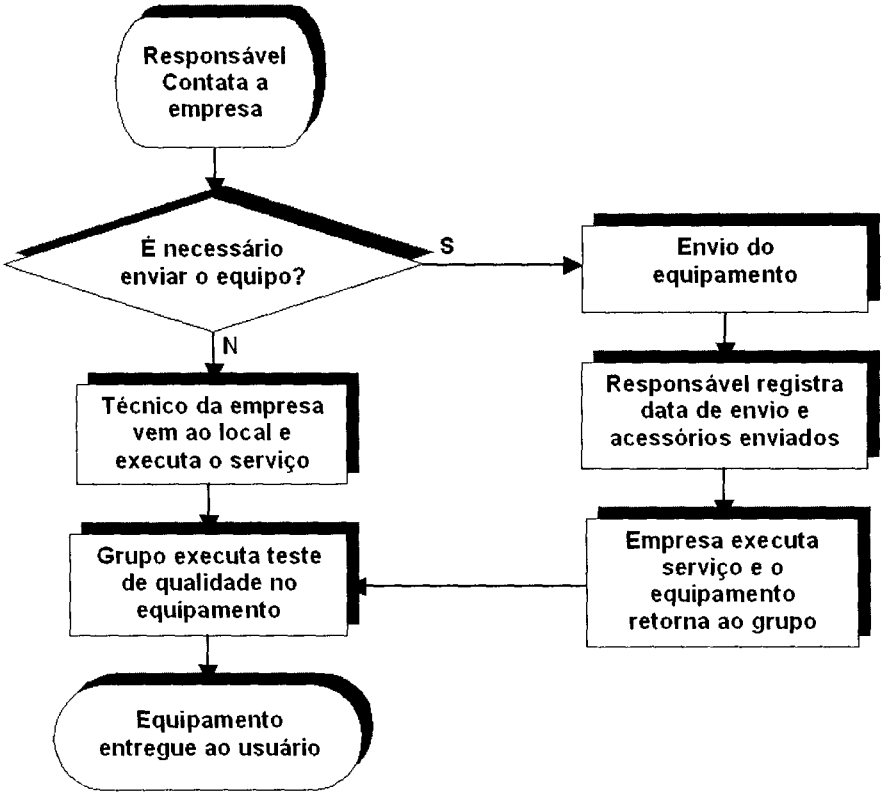

Responsável Contata a empresa
É necessário enviar o equipo?
S
N
Envio do equipamento
Responsável registra data de envio e acessórios enviados
Empresa executa serviço e o equipamento retorna ao grupo
Técnico da empresa vem ao local e executa o serviço
Grupo executa teste de qualidade no equipamento
Equipamento entregue ao usuário

Figura 1: Atividades executadas para equipamentos em contratos de serviço por tempo determinado.

– *Data de envio e acessórios enviados:* é importante anotar o número da OS, a data de envio, o nome da empresa, seu número de telefone, a pessoa de contato e a data prevista para entrega do equipamento em um sistema de controle informatizado ou em uma agenda para este fim. O controle de envio de equipamentos deve ser rigoroso e são anotados todos os itens (transdutores, sensores, cabos, etc.) que foram enviados junto com o

equipamento para evitar qualquer dúvida no momento de sua devolução pela empresa. A figura 2 mostra uma ficha para controle de serviços externos sugerido por (Calil e Teixeira, 1998).

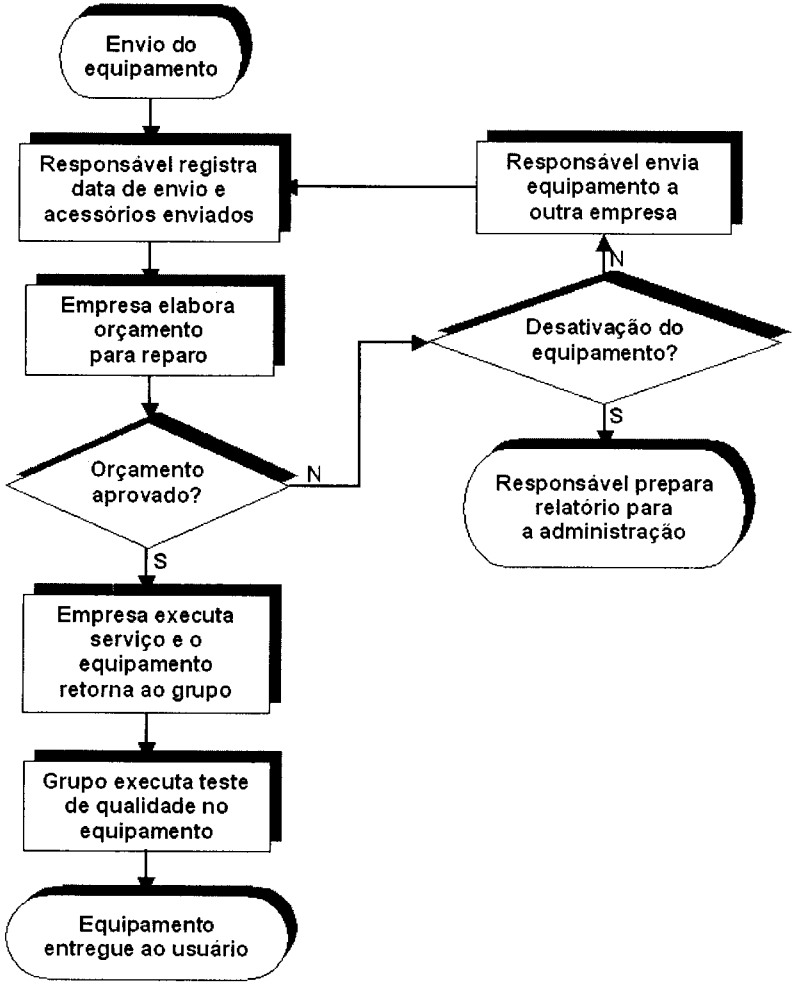
- *Teste de qualidade*: após o serviço executado é importante que o equipamento retorne ao grupo de manutenção e não diretamente ao usuário. O grupo deve criar alguns protocolos de testes que devem, obrigatoriamente, ser efetuado após a manutenção de equipamentos, principalmente aqueles que oferecem riscos ao paciente e ao operador. Cada teste deve ser baseado nos recursos materiais (equipamentos de teste, fantomas e simuladores) disponíveis no grupo. Uma vez elaborados, estes testes podem ser efetuados pelo próprio técnico e, através deles, verificar diversos itens do equipamento, desde o estado da pintura externa, até a sua calibração.

FICHA PARA CONTRLE DE SERVIÇO EXTERNOS	
Grupo de Manutenção do Hospital _____ Nº de controle _____	
Nº da OS _____	Data__/__/__
Nome do equipamento: _____	
Marca: _____	
Modelo: _____	Nº de série: _____
Acessórios acompanhantes: _____ _____	
Descrição do defeito: _____ _____	
Descrição das condições: _____ _____	
Data de saída: _____	Data de retorno: _____
Motorista: _____	Motorista: _____
Tipo de vaículo: _____	Tipo de veiculo: _____
Placa: _____	Placa: _____
Destino:_____	Destino: _____
Empresa: _____	
Endereço: _____	
Cidade:_____	Tel: _____
O equipamento pertencente ao Hospital (nome do hospital impresso) foi recebido nesta empresa apresentendo somente o problema constante neste formulário: □ Sim □ Não	
Esclarecimento em caso de não concordância: _____	
Recebido por: _____	Cargo: _____
Data: __/__/__	Assinatura: _____
Obs: Em caso de reparo, favor enviar junto com o equipamento a descrição dos serviços executados e a relação de paças substituídas.	

Figura 2: sugestão de ficha de controle de serviços externos.

CONTRATO DE SERVIÇO SOB DEMANDA

A seqüência de atividades executadas quando um equipamento encontra-se em contrato de serviços sob demanda são ilustradas na figura 3.


Envio do equipamento
Responsável registra data de envio e acessórios enviados
Empresa elabora orçamento para reparo
Orçamento aprovado?
N
S
Empresa executa serviço e o equipamento retorna ao grupo
Grupo executa teste de qualidade no equipamento
Equipamento entregue ao usuário
Desativação do equipamento?
N
S
Responsável envia equipamento a outra empresa
Responsável prepara relatório para a administração

As atividades iniciais (envio do equipamento e registro de datas e acessórios enviados) e finais (teste de qualidade do equipamento e entrega do equipamento ao usuário) são idênticas às executadas nos contratos por tempo determinado.

Um detalhe importante é que deve estar especificado na ficha de controle externo, que o equipamento está sendo enviado para orçamento, e que o serviço somente será realizado com a autorização por escrito da US. A pessoa responsável por receber o equipamento na empresa deve assinar a ficha.

As outras atividades executadas para equipamentos em contratos sob demanda são:

- Elaboração do orçamento: para serviços solicitados ou com contratos sob demanda é necessário que a empresa faça um orçamento do serviço a ser executado. Nos casos de solicitação de serviços, o responsável pelo grupo pode ficar sem opção de um segundo orçamento quando o conserto é efetuado na fábrica. O serviço de manutenção externo e sem contrato pode ser bastante problemático, tendo em vista que muitas empresas cobram para efetuar um orçamento de reparo e não é recomendável o envio do equipamento para mais do que duas empresas. É normal que, para a elaboração de cada orçamento, as empresas abram o equipamento. Isso o deteriora significativamente e poderá onerar ainda mais a sua manutenção e durabilidade.
- Aprovação do orçamento: no caso de empresas públicas, a aprovação do orçamento pode ser bastante demorada, pois depende de uma série de fatores (disponibilidade de verbas, limites de licitação, necessidade de concorrência, etc.). A não aprovação do orçamento implica na retirada do equipamento, e todas as atividades desenvolvidas anteriormente para o seu envio devem ser repetidas para expedi-lo a outra empresa. No caso de não aprovação do orçamento, o responsável solicita os serviços de outra empresa.
- Desativação do equipamento: dependendo do valor do orçamento e do motivo da avaria, talvez a melhor opção seja investir na aquisição de um novo equipamento. Para essa decisão deve ser

avaliado o custo da mão-de-obra, a dificuldade de obtenção de peças de reposição, o número de vezes que este equipamento vem apresentando falhas nos últimos anos, a existência de tecnologias mais modernas com um menor custo de operação, a disponibilidade financeira da US, etc. A decisão de desativar o equipamento deve ser justificada e discutida com a administração da US.

O sistema de controle de serviços externos deve indicar com antecedência (caso seja um sistema informatizado) ou estar programado na agenda de atividades o acompanhamento, pelo responsável no grupo, do tempo previsto para a conclusão do serviço de reparo e a volta do equipamento ao serviço. É importante que este acompanhamento seja executado de forma rigorosa para forçar as empresas contratadas a cumprirem o prazo estabelecido.

Quando o equipamento retornar após o serviço ser executado ou de uma empresa cujo orçamento não foi aprovado, é importante que um técnico do grupo de manutenção verifique, se tanto o equipamento, quanto às partes e acessórios enviados, retornaram e encontram-se, pelo menos externamente, nas mesmas condições em que foram enviados.

AVALIAÇÃO DOS CUSTOS DE MANUTENÇÃO

O grupo de engenharia clínica é responsável pela indicação de como será feito o serviço de manutenção nos equipamentos. O grupo deve definir qual a opção de serviço que trará a melhor relação custo/benefício para a instituição. A forma mais indicada para avaliar qual a melhor opção de serviço é elaborar um formulário de avaliação de custos de serviços, um exemplo deste formulário é ilustrado na Tabela I. Neste formulário pode-se observar que o custo não depende apenas da mão de obra e das peças de reposição, uma série de outros fatores devem ser analisados e quantificados.

Categoria dos custos	Serviço Interno	Serviço pelo Fabricante		Serviço Terceirizado		Empresa Seguradora
		Contrato	Demanda	Contrato	Demanda	
Mão de obra		N/A		N/A		1,2
Contrato	3		N/A		N/A	1,2
Exclusão de tarefas	N/A		N/A		N/A	
Peças de reposição		2		2		1,2
Custo de armazenag.		N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Custo de treinamento		N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Depreciação de equip. de teste		N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
"Software" de diagnóstico		N/A	N/A	2	2	1,2
"Software" de atualização		N/A	N/A	N/A	N/A	N/A
Valor do seguro	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	
Custo de deslocamento		2	2	2	2	1,2
Diversos (tempo de parada, hora extra, etc.)						1
Gerenciamento						
Extras (taxas, etc.)						
Total						

N/A - Não Aplicável;

1 - Somente para manutenção preventiva;

2 - Depende das condições contratuais;

3 - Custo estimado de necessidades especiais (ex. calibração de equipamento de teste).

Alguns desses fatores podem ser facilmente quantificados, enquanto outros devem ser analisados cuidadosamente:

- Mão de obra: geralmente o custo é feito pela hora trabalhada, para determinar o custo de serviço interno é necessário possuir uma estimativa de quanto tempo o equipamento ficará em reparo por um período de tempo;
- Contrato: deve-se ter em mente que depende das exigências contratuais;

- Exclusão de tarefas: pode ser determinado nas condições contratuais;
- Peças de reposição: custo das peças, se as peças são importadas é interessante verificar se a contratada possui armazém alfandegário, pois as instituições públicas podem conseguir as isenções de impostos; Caso as peças devam ser importadas, há um tempo de espera até a chegada das mesmas, que deve ser analisado no tempo de parada;
- Custo de armazenagem: em todo tipo de armazenagem há um custo relacionado, deve-se fazer uma análise cuidadosa para determinar a necessidade ou não de se manter uma peça em estoque;
- Custo de treinamento: necessário para a capacitação dos integrantes do grupo;
- Depreciação dos equipamentos de teste: deve ser considerada a depreciação dos equipamentos do grupo que são utilizados na manutenção e teste dos equipamentos médicos;
- "Software" de diagnóstico: custo do "software" de diagnóstico;
- "Software de atualização: custo do "software" de atualização;
- Valor do seguro: determinado em contrato com a empresa seguradora;
- Custo de deslocamento: incluem despesas de viagem e hospedagem do técnico, deve ser considerada a proximidade do local de atendimento;
- Diversos: fatores como tempo de parada deve ser analisado, o custo financeiro por não realizar o serviço e o custo social, no tempo de parada devem ser considerados proximidade do local de atendimento, disponibilidade de peças, confiabilidade da empresa, etc;
- Gerenciamento: custo de gerenciamento;
- Extras: despesas como taxas, transporte, etc.

Após a identificação do custo total e de todas as considerações não financeiras para cada opção de serviço, pode-se fazer a seleção final. Para isto, deve ser analisado o equipamento envolvido, a região geográfica, o nível do serviço, o tempo de resposta solicitado e as características da US. Esta análise pode ser feita utilizando uma matriz onde são atribuídos pesos e notas para cada característica analisada, como ilustrada na tabela II.

Característica	Serviço interno		T	Serviço do fabricante		T	Serviço terceirizado		T	Seguro de manutenção		T
	P	N		P	N		P	N		P	N	
Custo estimado												
Tipo de serviço												
Proximidade ao local de atendimento primário												
Número de pessoas para atendimento primário												
Proximidade ao local do pessoal de suporte técnico												
Garantia do tempo de resposta												
Proximidade ao local das peças												
Disponibilidade de peças												
"Software" de diagnóstico												
Manual de serviço												
Horas cobertas pelo valor do serviço												
Custo das horas fora do horário contratado												
Número de chamadas para reparo por ano												
Disponibilidade se empréstimo de equipamentos												
Estabilidade organizacional												
Tempo no negócio												
Suporte do fabricante												
Qualidade do serviço												
Tempo de colocação das peças de reposição												
Reparos feitos corretamente na primeira vez												
Reparos feitos no tempo adequado												
Satisfação geral												

P – peso; N – nota; T – total.

As características acima devem ser avaliadas cuidadosamente:

- Custo estimado: o custo estimado do serviço, tem uma maior pontuação, o que apresenta o melhor preço e está relacionado com o tipo de serviço;
- Tipo de serviço: descreve qual o tipo tem maior pontuação, aquele que apresenta um serviço mais completo;
- Proximidade ao local de atendimento primário: o atendimento primário pode ser na própria US ou na prestadora de serviço; tem maior pontuação a empresa mais próxima ao US (reflete no tempo de resposta);
- Número de pessoas para atendimento primário: tem maior pontuação quem possuir o maior número de pessoas, ou seja, maior disponibilidade para executar o atendimento (também reflete no tempo de resposta);
- Proximidade ao local do pessoal de suporte técnico: quanto mais próximo maior a pontuação (reflete no tempo de reparo);
- Garantia do tempo de resposta: aplica-se quando estabelecido um tempo limite para resposta, recebe maior pontuação a empresa que garante o menor tempo de resposta;
- Proximidade ao local das peças: quanto mais próximo maior pontuação, (reflete no tempo de reparo);
- Disponibilidade de peças: se os equipamentos são importados, deve-se analisar a existência de peças em estoque no país ou se existe a necessidade de importação;
- "Software" de diagnóstico: a existência de "Software" de diagnóstico diminui o tempo de reparo;
- Manual de serviço: a existência de manual de serviço contribui para velocidade do reparo;
- Horas cobertas pelo valor do serviço: recebe maior pontuação a empresa que apresenta o maior número de horas;
- Custo das horas fora do horário contratado: recebe maior pontuação a empresa que apresenta o menor custo;

- Número de chamadas para reparo por ano: recebe maior pontuação a empresa que apresenta o maior número de chamada para reparo por ano;
- Disponibilidade de empréstimo de equipamentos: quando a empresa tem disponibilidade de empréstimo para substituir o equipamento em reparo, isto diminui o tempo de parada do equipamento, recebe maior pontuação a empresa que apresenta a maior disponibilidade de empréstimo;
- Estabilidade organizacional: é um dado que pode ser conseguido em outras instituições que já trabalharam com a empresa ou em contratos (prestações de serviço) anteriores com a própria US;
- Tempo no negócio: recebe maior pontuação a empresa que possui maior tempo;
- Suporte do fabricante: indica se a empresa (caso não seja o próprio fabricante) tem suporte ou é representante do fabricante;
- Qualidade do serviço: mede se a empresa executa o serviço com qualidade (por exemplo, o equipamento retornou calibrado, existência de protocolo de testes, existência de equipamentos de teste e calibração, retorno de equipamentos com parafusos e porcas soltos, etc.) é um dado que pode ser conseguido em outras instituições que já trabalharam com a empresa ou em contratos (prestações de serviço) anteriores com a própria US.
- Tempo de colocação das peças de reposição: recebe maior pontuação a empresa que apresentar o menor tempo;
- Reparos feitos corretamente na primeira vez: existe a re-chamada para executar o mesmo serviço, recebe maior pontuação a empresa que apresenta o maior número de reparos feitos corretamente na primeira vez; informação que pode ser conseguido em outras instituições que já trabalharam com a empresa ou em contratos (prestações de serviço) anteriores com a própria US;
- Reparos feitos no tempo adequado: a empresa executa o trabalho dentro do tempo adequado ou existe muita demora; informação que pode ser conseguido em outras instituições que já trabalharam com a empresa ou em contratos (prestações de serviço) anteriores com a própria US;

- Satisfação geral: mede a satisfação do usuário (por exemplo, baixo tempo de resposta, o equipamento retornou limpo ou não, baixo índice de re-chamadas, etc.); informação que pode ser conseguido em outras instituições que já trabalharam com a empresa ou em contratos (prestações de serviço) anteriores com a própria US.

A empresa que apresentar a maior pontuação final é a mais indicada para a execução do serviço.

MONITORAÇÃO DE SERVIÇOS EXTERNOS

Tendo concluído a seleção do fornecedor e realizado a adjudicação do contrato de serviço, o desempenho da empresa contratada precisa ser monitorado para assegurar que a US irá receber o serviço que foi contratado. Para esta monitoração é necessário, sempre que houver uma chamada de serviço ou ocorrer uma visita de MP, a empresa deve notificar o departamento de engenharia clínica.

Um relatório detalhado do serviço precisa ser fornecido, listando os problemas, as ações de correção, as horas trabalhadas, as horas de início de atendimento, as peças utilizadas para o reparo e o preço de cada item. A US deve utilizar este relatório para determinar o custo real do serviço.

Com este relatório alguns indicadores podem ser elaborados e analisados, como:

- Tempo de atendimento ou tempo de resposta: tempo gasto para o técnico chegar ao equipamento;
- Tempo de reparo ou tempo de solução: tempo gasto para reparar o equipamento após a chegada do técnico;
- Tempo entre falhas: depois de uma quantidade razoável de falhas pode ser analisado em função do tempo médio;
- Disponibilidade do equipamento: tempo em que o equipamento está disponível para executar o serviço dado em %;

BIBLIOGRAFIA

AMERICAN HOSPITAL ASSOCIATION - AHA. **Maintenance Management for Medical Equipment**. American Hospital Association. 1996.

BRONZINO, J. D. Management of Medical Technology. Butterwoth-Heinemann's. 1992;

CALIL, S.J. E TEIXEIRA, M.S. **Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalares**. Série Saúde & Cidadania. Faculdade de Saúde Pública da Universidade de São Paulo. 1998;

MIRSHAWKA, V. **Manutenção Preditiva - Caminho para Zero Defeito.** Makron Books do Brasil. 1991;

TAVARES, L. **Excelência na Manutenção - Estratégias, Otimização e Gerenciamento**. Casa da Qualidade. 1996;

WEBSTER J.G. & COOK A.M. (Orgs). **Clinica Engineering: Principies and Practices**. N.J., EUA: Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, 1979.

CAPÍTULO 3

AQUISIÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Elaborado por:
Prof. Dr. Egon Luiz Müller Júnior
Colaborador: Prof. Dr. João Carlos L. Pedroso

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 155

DEFINIÇÃO DAS NECESSIDADES CLÍNICAS 157

AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES AMBIENTAIS 157

LEVANTAMENTOS DOS EQUIPAMENTOS DISPONÍVEIS NO MERCADO 159

ESPECIFICAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS 160

Escopo 161

Documentos relacionados 161

Requerimentos 161

Teste e aceitação do equipamento 163

Cláusulas especiais 163

SOLICITAÇÃO DE RESPOSTAS 169

AVALIAÇÃO DAS PROPOSTAS E ORÇAMENTOS 171

Avaliação técnica 171

Avaliação clínica 173

Avaliação do custo 173

SELEÇÃO DO FORNECEDOR 173

RECEBIMENTO DO EQUIPAMENTO 175

Pré-instalação 175

INSTALAÇÃO DO EQUIPAMENTO 179

BIBLIOGRAFIA 180

INTRODUÇÃO

O processo de aquisição de equipamentos médicos tem início com a solicitação de aquisição, geralmente feita pela equipe clínica da instituição. Esta solicitação pode ser feita para a reposição, ou atualização, de certa tecnologia existente ou determinada através de planejamento estratégico para cumprir a missão da instituição. Para o sucesso do processo de aquisição, algumas etapas devem ser executadas em seqüência, como ilustra o diagrama da figura 1.

Os três primeiros passos, definição das necessidades clínicas, avaliação das condições ambientais e levantamento dos equipamentos existentes no mercado, são relativos à obtenção de informações e de fundamental importância para a determinação do equipamento que melhor atenda as necessidades da instituição. Estes passos são realizados através de um processo interativo onde as etapas são repetidas até alcançar um volume suficiente de informações. Este processo envolve pessoal de várias áreas, em interação contínua.

Os passos seguintes são relativos à negociação para definir o equipamento a ser adquirido. Estes passos são: especificar o equipamento, solicitar as propostas, avaliar as propostas e equipamentos, escolher o fornecedor, emitir o contrato, receber o equipamento e instalá-lo. Se for uma substituição, os passos de especificação do equipamento e solicitação de propostas podem ser evitados, desde que já tenham sido executados quando adquiriram o equipamento que está sendo substituído.

A etapa de avaliação de propostas e orçamentos pode levar o processo para o estágio inicial, quando nenhuma das propostas atende às necessidades da instituição ou os recursos disponíveis para a aquisição do equipamento não são suficientes.

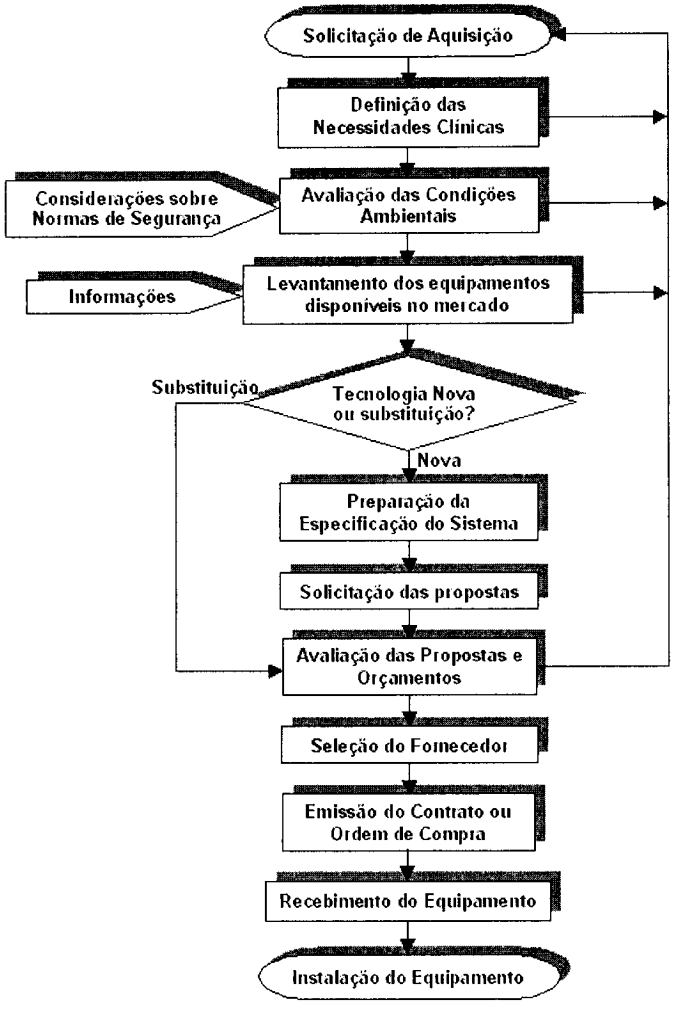


Figura 1: Diagrama de etapas para a aquisição de equipamentos médicos.

DEFINIÇÃO DAS NECESSIDADES CLÍNICAS

Esta etapa do processo de aquisição de equipamentos médicos, tem como objetivo, gerar uma descrição quantitativa das necessidades clínicas. Recomenda-se um trabalho em equipe para facilitar as interações no processo. A equipe deve ser formada por médicos (interesse nos resultados fornecidos pelo equipamento), enfermeiros (interesse na facilidade de utilização) e engenheiros clínicos (interesse na representação técnica, ligação com fornecedores, segurança na utilização do equipamento, treinamento e efetividade).

A equipe deve executar as seguintes tarefas:

– *Definição dos objetivos clínicos* – definir os objetivos clínicos relacionados ao problema, em linguagem sucinta, precisa, direta e clara para todas as partes. Servirá como base para a escolha e avaliação dos equipamentos (se o resultado for uma lista de itens desejáveis e não de itens necessários, deve estar em ordem de prioridade);

– *Especificar as variáveis fisiológicas* – quantificar o tipo e o limite das variáveis fisiológicas que serão medidas e estimuladas, registradas e analisadas;

– *Definir as restrições de natureza clínica* - riscos que não são admissíveis (como infecção), tempo de resposta e alarme, como deve ser a apresentação dos dados.

– Monitorar o ciclo de vida da tecnologia, das inovações e determinar a utilidade clínica das mesmas.

AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES AMBIENTAIS

Consiste na obtenção das informações sobre o ambiente de operação do equipamento. É importante detectar qualquer restrição imposta pelo ambiente. As variáveis ambientais a serem observadas são:

– *Espaço* – levantar as necessidades de espaço para qualquer equipamento, independente do seu tamanho, para a equipe clínica e paciente (e seus acessos, manutenção e calibração) envolvidos no uso do mesmo. Devem ser verificadas as rotas de passagem

para garantir que o equipamento chegará ao local de instalação. No caso de UTI, o espaço a beira do leito deve ser otimizado;

- *Alimentação* – verificar a alimentação elétrica disponível (número de fases, nível de tensões e correntes de operação e alimentação de emergência), ar comprimido, oxigênio, gases anestésicos, rede de vácuo, água e sistema de descarte de material;
- *Peso* – verificar a capacidade e carga de prateleiras, carrinhos e suportes para equipamentos de pequeno porte e dos pisos para equipamentos de grande porte (a rota de passagem também deve ser verificada)
- *Temperatura* – a faixa de temperatura na maioria dos hospitais adequa-se à maioria dos equipamentos. Um cuidado especial deve ser tomado em ambientes cujo ar condicionado é desligado durante a noite e fins de semana. Se o equipamento produz calor deve ser analisada (contabilizar espaço e custo) a necessidade da instalação de equipamentos de ar condicionado adicionais;
- *Vibração e choque* – verificação no caso do equipamento ser instalado em ambiente fora do normal;
- *Campos elétrico e magnético* – a existência destes campos deve ser evitada, pois podem prejudicar o funcionamento do equipamento. Dispositivos de diatermia, eletrocautérios, antenas de rádios e grandes motores são risco em potencial. A blindagem ou a relocação são soluções;
- *Ambiente inflamável ou explosivo* – em ambientes com riscos de explosão (salas cirúrgicas, por exemplo), ou onde são armazenados materiais inflamáveis é necessário projeto especial;
- *Umidade* – em locais com elevada umidade devem ser tomados cuidados especiais (instalação de medidor). Se há risco de spray (contra incêndio), borrifos de líquidos de materiais ou torneiras, etc., pode ser necessária uma proteção contra água (ralos são importantes nestes casos);
- *Padrões aplicáveis* – analisar padrões e normas nacionais e internacionais para obter informações relacionadas ao equipamento e suas limitações ambientais, por exemplo: problemas de emissão de radiação ionizante.

LEVANTAMENTO DOS EQUIPAMENTOS DISPONÍVEIS NO MERCADO

Com as exigências clínicas definidas e conhecendo as condições ambientais, o próximo passo no processo de aquisição é a obtenção de informações específicas sobre os equipamentos disponíveis no mercado que preencham as necessidades da instituição.

A tarefa de obtenção dessas informações é realizada através de pesquisa bibliográfica em propagandas, serviços de divulgação, publicações dos fabricantes, web sites e em instituições que possuam equipamentos semelhantes. Durante a obtenção de informações é útil ter uma idéia do custo do equipamento. Ao final da pesquisa tem-se uma lista de possíveis equipamentos e seus respectivos fornecedores, que atendam as necessidades da instituição.

Através de contato com os fornecedores consegue-se informações mais detalhadas dos equipamentos. É interessante para a instituição armazenar as informações obtidas na pesquisa para facilitar pesquisas futuras.

A estimativa de custo do equipamento é realizada durante a pesquisa e atualizada ao longo da mesma. Esta estimativa deverá conter o máximo de custos relacionados ao equipamento (por exemplo: instalação e treinamento).

Tendo concluído a pesquisa, as informações devem ser apresentadae forma direta a equipe de trabalho. Nesta etapa do processo, algumas questões devem ser analisadas:

- Possíveis mudanças nas exigências clínicas;
- Avaliar a relação custo-benefício;
- Chegar a uma conclusão final sobre o máximo da efetividade de custo.

O resultado da análise destas questões é uma lista definitiva de exigências clínicas e limitações ambientais. A lista gerada fornece subsídios para a decisão de como será efetuada a compra, que pode basicamente, ser realizada de duas formas:

- *Compra direta* – os equipamentos disponíveis no mercado são avaliados e emiti-se uma ordem de compra para o fornecedor selecionado;
- *Contrato de compra* – é utilizado para sistemas maiores, com várias partes e até instalações. É necessária uma especificação detalhada do equipamento, uma solicitação de propostas dos fornecedores, uma avaliação dos equipamentos, escolher o fornecedor e executar o contrato.

Em instituições privadas há uma maior flexibilidade com relação às compras diretas. Nas instituições públicas as compras diretas limitam-se a equipamentos com valor muito baixos. Nestas instituições, a maioria das compras é realizada através de processo de licitação. Os processo de licitação são divididos em três modalidades:

- Concorrência – modalidade de licitação entre quaisquer interessados que, na fase inicial de habilitação preliminar, comprovem possuir os requisitos mínimos de qualificação exigidos no edital para a execução de seu objeto;
- Tomada de preços – se realiza entre os interessados devidamente cadastrados em qualquer entidade da Administração Pública, ou que, até no terceiro dia anterior à data do recebimento das propostas, atendam a todas as condições exigidas para cadastramento, observada a qualificação necessária;
- Convite — é a licitação realizada entre interessados pertencentes ao ramo do objeto, escolhidos e convidada entre cadastrados ou não em número mínimo de três.

As modalidades de licitação acima referidas são determinadas em função de limites estabelecidos pelos valores estimados para a aquisição, apurados em pesquisa eficiente de mercado. Essa pesquisa é de absoluta importância já que qualquer falha poderá determinar a alunação da licitação em decorrência do uso inadequado da modalidade.

ESPECIFICAÇÃO DE EQUIPAMENTOS MÉDICOS

Este documento deve ser elaborado com muito cuidado, para garantir que sejam oferecidas propostas adequadas às necessidades da

instituição. O modelo abaixo é bastante completo e pode ser modificado de acordo com essas necessidades.

Escopo

Define as áreas cobertas pela especificação, apresenta a organização e estabelece abreviações.

Documentos relacionados

Lista os documentos ligados à especificação, que devem ser considerados parte dela. Indica a precedência entre eles em caso de conflito e define como podem ser feitas alterações à especificação.

Requerimentos

- *Objetivos:* descreve os objetivos esperados do sistema.
- *Requerimentos gerais*: apresenta fatores restritivos como filosofia clínica, instalação já existente, fatores ambientais e características genéricas necessárias.
- *Requerimentos específicos*: descreve-se os itens de especificação, ou seja, as características funcionais do equipamento de forma qualitativa e quantitativa para atender as necessidades específicas de caráter clínico, técnico e ambiental. Os itens de especificação podem ser classificados em:
- Nome do equipamento - nome que usualmente identifica o equipamento;
- Configuração física - especificar se o material é descartável ou reutilizável, implantável ou não implantável, invasivo ou não invasivo, esterelizável ou não esterelizável, etc.;
- Tipo de montagem - especifica a forma na qual o equipamento ficará montado para a utilização (portátil, sobre rodízios, fixo, estativa, bancada, etc.);
- Princípio de funcionamento - se aplicável, especifica o princípio de funcionamento utilizado pelo equipamento (ultra-som, piezelétrico, sistema Venturi, pneumático, etc.);
- Capacidade nominal - indica a quantidade de trabalho que o equipamento pode processar por ciclo (volume de exames por hora, número de amostras processada por hora, etc.);

– Dimensões físicas - define as dimensões físicas aproximadas internas e externas do equipamento;

– Parâmetros exigidos - indica o limite inferior e superior que o equipamento pode processar, medir, monitorar, etc. (faixa de temperatura, tempo, velocidade, pressão, etc.)

– Sistemas e dispositivos de controle - indicar todos os parâmetros que podem ser ajustados através de controle (volume corrente de mistura ar e 0_2, freqüência respiratória);

– Sistemas e dispositivos de alarme - indicar quais parâmetros devem ser monitorados ou protegidos por alarmes, ajustes das faixas, etc. (alarme para taquicardia e bradicardia de um monitor cardíaco);

– Sistemas de apresentação de dados - especificar a forma que os parâmetros devem ser indicados ou registrados (tela de monitor, registrador térmico, display de cristal líquido, impressora, etc.);

– Exatidão - expressa qual o valor máximo do erro permitido para o equipamento (erro máximo de infusão 2 %);

– Precisão - especifica o número de casas decimais após a virgula necessárias à utilização adequada do equipamento;

– Sensibilidade - especifica o menor incremento na entrada que produz uma variação na saída;

– Resolução - especifica o menor valor de escala de medida ou registro que o equipamento é capaz de fornecer;

– Saídas e entradas - especifica quantas e quais devem ser as entradas e saídas, suas características e compatibilidades necessárias (entrada e, ou saída isolada, saída padrão RS232C, etc.);

– Acessórios - especifica quantos e quais os acessórios que devem acompanhar o equipamento, suas características e finalidades (cabos, eletrodos, transdutores, circuito de paciente, etc.);

– Características de construção - especifica as características de construção e acabamento do equipamento (protegido contra corrosão, em aço inoxidável, cor, etc.);

- Sistemas e dispositivos de segurança - especifica quais os requisitos que o equipamento deve incorporar visando a segurança do paciente, do usuário e do ambiente nos aspectos elétrico, mecânico, de radiação, bacteriológica, química, etc.;
- Alimentação - especifica o tipo e características de alimentação que o equipamento deve ter (alimentação elétrica 220 V - 60 Hz, vácuo, gases, bateria, etc.);
- Exigências técnicas ou normativas - em equipamentos onde já existam as exigências técnica definidas em normas, é possível a eliminação de alguns itens (como: sensibilidade, resolução, segurança, etc.). Entretanto é importante mencionar na especificação a norma que o equipamento deve obedecer. Por outro lado, as exigências estabelecidas pelas normas devem ser cuidadosamente analisadas para verificar se as mesmas estão em sintonia com aquelas estabelecidas pela equipe. Um cuidado especial deve se ter com equipamentos que gerem radiação, os de baixa intensidade (raios-X, mamógrafo, tomógrafo, etc.) devem seguir as exigências da portaria 453/98 - SVS/MS. Os de alta intensidade (acelerador linear, braquiterapia, medicina nuclear) devem seguir as exigências do CNEN;

Teste e aceitação do equipamento

Define como serão feitos os testes de aceitação e as condições nas quais o equipamento será aceito. A utilização dos dados de testes do fabricante pode servir como ponto de partida (checar pelo menos se ele faz o que diz fazer).

Cláusulas especiais

Dentro de um processo de aquisição de equipamento, as exigências institucionais, assim como as exigências técnicas, nem sempre atendem àquelas necessárias à equipe técnica e, ou clínica. Desta maneira é necessária a elaboração de exigências especiais e específicas para o equipamento, com a finalidade de evitar que a equipe de manutenção, assim como, a equipe clínica tenha longos e desgastantes conflitos com os fornecedores. Algumas das exigências que podem ser analisadas e inseridas como cláusula especial são descritas a seguir:

– *Peças de reposição* - Durante o processo de aquisição é necessária a avaliação da melhor forma pela qual será dada a manutenção no equipamento no período pós garantia: se por contrato ou se o setor de manutenção assumirá a responsabilidade. Esta decisão se faz necessária, tendo em vista sua influência no tipo e no conteúdo da lista de peças de reposição a serem adquiridas. Para a elaboração desta lista, devem ser avaliados aspectos como: manutenção ao nível de troca de placas, existência do material no mercado nacional, lista de estoque do fornecedor, facilidade de importação do material, custo de estoque, possibilidade de investimento para estoque de custo real e social devido à paralisação do equipamento por falta de peças de reposição. De qualquer forma, deve ser feita uma avaliação com o fornecedor de modo a se evitar paralisações desnecessárias e custo excessivo de estoque. Pode-se utilizar uma matriz com notas e pesos para chegar a uma conclusão final, ilustrada na tabela I;

– *Garantia de peças de reposição* - Uma vez definida qual será a forma de manutenção para o equipamento em questão, deve ser vinculado ao processo de compra, o compromisso do fornecedor ou fabricante de fornecer peças de reposição ou material de consumo, por um período mínimo de 10 anos, de modo a possibilitar a utilização plena do equipamento, enquanto atender as necessidades do usuário dentro de padrões seguros, independente da descontinuidade de sua fabricação. Em se tratando de equipamentos importados, é necessário tomar um maior cuidado no tocante ao fornecimento de partes e peças, pois a forma como as peças futuramente necessárias deverão ser fornecidas, poderá levar a uma manutenção com maior ou menor agilidade.

Tabela I – Matriz para avaliação da lista de peças de reposição.

Características	Peso	Nota	Total
Custo estimado da peça			
Existência da peça no mercado nacional			
Lista de estoque do fornecedor			
Facilidade de importação da peça			
Proximidade ao fornecedor			
Custo de estocagem			
Confiabilidade do fornecedor			
Custo de paralisação do equipamento por falta de peça de reposição			

– *Garantia de fornecimento de manuais técnicos* - Todo processo de aquisição deve levar em conta, que o setor técnico sem uma documentação adequada não poderá resolver os defeitos que o equipamento vier a apresentar, sem comprometer, a qualidade dos resultados apresentados. Assim, não basta notificar que a empresa deve fornecer toda a documentação técnica, pois existe uma grande quantidade de empresas que possuem apenas o catálogo com as especificações técnicas, o que está longe de ser o suficiente para possibilitar uma manutenção qualificada pela equipe local. Como documentação técnica devemos entender o fornecimento de:

– Manual de operação;

– Manual de serviço;

– Esquemas eletrônicos;

- Esquemas mecânicos;
- Esquemas pneumáticos;
- Procedimentos de calibração;
- Lista de equipamentos de calibração;
- Procedimentos de manutenção preventiva;
- Lista de peças de reposição e respectivo código.
- *Prazo de garantia* - Para diversos tipos de equipamentos é comum que o prazo de garantia, normalmente, oferecido pelos fornecedores e fabricantes, seja menor do que um ano. Em caso de justificativa insatisfatória pelo fabricante e fornecedor dos motivos desta redução, é recomendada a solicitação através do edital do prazo mínimo de garantia igual a um ano. Um ponto de extrema importância a ser enfocado sobre garantia é o prazo real da mesma. Em muitos casos, embora a garantia dada seja de um ano, em caso de quebra, o tempo de paralisação do equipamento durante este período pode ser bastante grande. Assim, é importante que durante o processo de aquisição, seja incluída uma ou mais cláusulas, que obriguem o fornecedor e fabricante a estender o período de garantia por igual, caso o equipamento fique paralisado por mais de 30 dias. Para o caso de equipamentos importados, esta negociação deve ser mais rigorosa tendo em vista o longo tempo necessário para a importação de partes e peças.
- *Competência técnica do fornecedor* - Mesmo que a unidade de saúde já disponha de equipes de manutenção, é necessário que o fabricante e fornecedor possua uma equipe de manutenção própria ou por representação, tecnicamente capaz de reparar o equipamento em um curto espaço de tempo e a custo compatível àqueles praticados no mercado para um mesmo tipo de equipamento. Não é raro, principalmente para equipamentos importados, vendidos e mantidos por representantes nacionais, a falta de pessoal especializado na manutenção dos mesmos. Embora, em casos de conflitos seja possível uma ação judicial, nenhuma

das partes sai vencedora, tendo em vista o prejuízo social causado pela longa paralisação do equipamento.

– *Responsabilidades por falhas técnicas do equipamento* - Para alguns fabricantes menos idôneos, sua responsabilidade para com o equipamento termina no recebimento financeiro. Assim, do ponto de vista do fornecedor, não é sua responsabilidade quando equipamento que após algum tempo de utilização apresentem falhas de projetos, defeitos de fabricação ou desgaste excessivo de partes e peças. Esta situação onera ainda mais o comprador pela substituição ou alteração de partes do equipamento. É necessário que no edital de licitação, o fornecedor saiba que durante um determinado período após a aquisição (normalmente, dois anos), ele é totalmente responsável por estes tipos de problemas que venham ocorrer.

– *Treinamento* - Para unidades de saúde que já possuam equipes de manutenção ou que estas se encontrem em fase de implantação, é de extrema importância que seja solicitado a obrigatoriedade de treinamento de uma ou duas pessoas da equipe em cada aquisição. Esta cláusula é de suma importância para o bom funcionamento do grupo de manutenção, tendo em vista a grande dificuldade que a maioria dos licitantes irão impor para a execução do treinamento, após o pagamento do material objeto da licitação. É importante lembrar que estes treinamentos envolvem custos extras para o fabricante e para o fornecedor e que normalmente representam um adicional no valor total do equipamento.

– *Testes técnicos e clínicos do equipamento* - Para o caso de modelos de equipamentos cuja unidade de saúde não tenha experiência quanto a qualidade e operação, é importante que estes sejam submetidos a uma série de testes clínicos e técnicos prévios da aceitação do equipamento. Para os testes clínicos, o equipamento deverá permanecer em operação na área clínica durante uma semana, no mínimo. Para os testes técnicos, o prazo deverá ser estabelecido pela equipe técnica, de acordo com os recursos disponíveis para o trabalho. Assim, no edital deverão constar cláusulas que obriguem os fornecedores a cederem o equipamento para testes durante determinado período, imediatamente após a

abertura das propostas dos licitantes e identificação dos fornecedores classificados. Isto possibilita ao grupo de avaliação das propostas, o acesso a um maior número de informações para julgamento das mesmas. Nos casos de equipamentos bastante sofisticados e, ou de alto custo, onde a equipe técnica não tenha suficiente conhecimento para exames de partes internas, é recomendável a presença de um representante técnico do fornecedor para abertura do mesmo.

– *Exigência de referências de outros clientes* - Para a aquisição de equipamentos cujo fabricante seja desconhecido no mercado e cuja equipe de manutenção não se sinta segura para execução da avaliação, é importante que o licitante forneça uma lista de clientes que já trabalhem com este equipamento por algum tempo. De posse desta informação, a equipe de avaliação das propostas poderá investigar o comportamento do equipamento, dos custos para sua manutenção e da qualidade de atendimento do licitante.

– *Outras - É* sempre interessante no processo de avaliação, durante o período da licitação, a verificação da proximidade do representante técnico para manutenção do equipamento a ser adquirido. O custo de transporte e diárias de um técnico para execução de serviços de reparos, em outras cidades ou estados longe da oficina de manutenção, pode tornar inviável a operação do equipamento. Assim, para equipamentos que atendam as qualificações exigidas em edital, é aconselhável a escolha daquele, cujo representante técnico esteja mais próximo.

Dependendo do porte do equipamento a ser adquirido, mesmo possuindo a unidade, um grupo de manutenção, é obrigatória a utilização de contratos de manutenção pós-período de garantia. Nestes casos, seria interessante, para comparação na avaliação das propostas, solicitar aos fornecedores o valor atual de seu contrato de manutenção, assim como, uma cópia desse contrato para verificação das condições de manutenção. É interessante a elaboração de uma minuta de contrato para contratação de serviços de manutenção que poderá ser tomada como base na definição das condições que melhor se adeqüem á realidade local. Não só devido à distância, mas devido a mão de obra especializada, em casos de inexistência de um contrato de manutenção,

os representantes técnicos costumam cobrar preços que poderão até, se não inviabilizar sua manutenção, paralisar o equipamento por um determinado período, até a obtenção de recursos financeiros. Desta maneira, é importante analisar as cláusulas contratuais para verificar:

- O número de visitas para manutenção corretiva;
- O número de manutenções preventivas e o trabalho que será executado;
- As responsabilidades do fabricante para com o equipamento;
- Os custos extracontratuais envolvidos para manutenção;
- As responsabilidades do contratante.

SOLICITAÇÃO DE PROPOSTAS

A solicitação de propostas é feita através de um pedido de proposta, que deve conter as seguintes informações:

- Apresentação da instituição e o que está sendo comprado;
- Lista os documentos que compõem a especificação;
- Detalhar como deve ser feita a proposta - as informações esperadas do fornecedor, inclusive eventuais alterações na especificação;
- Indicar como serão avaliadas as propostas e que nenhuma insatisfatória será aceita;
- Como, quando e onde devem ser entregues as propostas.

A proposta deve ser revisada pelo departamento jurídico da instituição, mas a versão final deve ser conferida. Não mandar propostas para fornecedores inviáveis, pois eles podem responder com propostas muito baixas e causar problemas. O pedido de propostas das instituições públicas é feito através de edital de licitação (para as modalidades concorrência e tomada de preços), que deve conter:

- Preâmbulo do qual contará o número de ordem da licitação em série anual, o nome e qualificação da repartição interessada, o setor responsável ou interessado pela aquisição, a modalidade, o regime de execução, o tipo de licitação, local, dia e hora para o recebimento da documentação e da proposta e para o início da abertura dos envelopes;

- Indicação clara e completa do objeto da licitação. Se for necessária uma especificação extensa, com riqueza de detalhes, pode-se indicar o objeto no corpo do edital, indicando sua complementação em anexo;
- Prazo e condições para assinatura do contrato ou retirada dos instrumentos equivalentes, prazo para execução do contrato e prazo para a entrega do objeto;
- Sanções administrativas e penalidades para o caso de inexecução total ou parcial do ajuste acordado em decorrência da licitação;
- Local onde se possa obter informações relativas à licitação e a seu objeto, bem como, onde se possa obter demais documentos ou elementos importantes ao atendimento das obrigações necessárias ao cumprimento do objeto da licitação, fornecendo horário de atendimento, números de telefones, fax, etc.
- Condições para a habilitação dos licitantes e forma para a apresentação das propostas;
- Critério de julgamento, com disposições claras e critérios objetivos, por exemplo:

CARACTERÍSTICAS	Peso	Nota	Total
Custo estimado da peça			
Existência da peça no mercado nacional			
Lista de estoque do fornecedor			
Facilidade de importação da peça			
Proximidade ao fornecedor			
Custo de estocagem			
Confiabilidade do fornecedor			
Custo de paralisação do equipamento por falta de peça de reposição			

A pontuação final da proposta técnica (PT), será obtida pela fórmula a seguir:

$$PT = \sum_{i=1}^{5} Ni . Pi$$

Onde:

PT = pontuação final da proposta técnica;

N_i = nota nos quesitos básicos;

$\mathbf{P_i}$ = peso dos quesitos básicos.

- Critério para aceitabilidade de preços unitários e globais, proibida a fixação de preço mínimo, critérios estatísticos ou faixas de variação relativos a preços de referência;
- Critério de ajuste, que deve retratar a variação efetiva de custos de produção, mediante adoção de índices específicos ou setoriais, a contar da data prevista para a apresentação das propostas ou do orçamento referente, até a data do pagamento de cada parcela;
- Condições de pagamento, que em caso de licitação internacional não poderão diferenciar empresas brasileiras e estrangeiras;
- Instruções e normas para a interposição de recursos;
- Condições para o recebimento do objeto da licitação;
- Quaisquer outras indicações específicas da licitação.

AVALIAÇÃO DAS PROPOSTAS E ORÇAMENTOS

A avaliação das propostas é uma etapa importante do processo de aquisição. Os fornecedores devem disponibilizar o equipamento (se for de pequeno porte), ou parte dele, ou uma montagem de amostra, ou em outro local (hospital, show-room) para as avaliações técnicas e clínicas. A avaliação pode ser feita através de um sistema de pontuação (inclusive com um sistema de pesos), para os itens a seguir:

Avaliação Técnica

Desempenho do sistema -Criar uma tabela comparativa das variáveis elétricas e ambientais de cada concorrente. Falhas podem desqualificar o equipamento.

Construção física - Avaliação da modularidade, facilidade de desmontagem para manutenção, avaliação de variáveis mecânicas (vibração, resistência à água) e robustez da montagem para o manuseio necessário.

Confiabilidade

- É determinado quantitativamente pelo MTBF (Mean Time Between Failure). Que pode ser fornecido pelo fabricante, pela equipe de manutenção de outra instituição, por publicações especializadas ou localmente utilizando métodos estatísticos (mais demorado);
- Pode ser avaliado qualitativamente pelos tipos de componentes usados, tipo de materiais, placas, como é feita a montagem, aparência de solidez e robustez, proteção dos circuitos contra agentes externos (poeira, umidade, etc.), cuidado aparente com estes itens e informações de equipes de manutenção de outras instituições.

Facilidade de manutenção

- Avaliação quantitativa através da MTTR (Mean Time To Repair);
- Avaliação qualitativa pela disponibilidade de documentação, facilidade de desmontagem, disponibilidade de peças, existência de manutenção própria do fornecedor próximo e possibilidade de treinamento da equipe de manutenção pelo fornecedor; Obs.: O MTTR aumenta com o tempo, sua taxa de aumento no tempo deve ser avaliada, pois pode subir rapidamente e o equipamento tornar-se inviável.
- *Segurança* - Avaliar itens de segurança como: vazamento de corrente AC pelo terra do sistema, vazamento de corrente nas partes em contato com o paciente e características de segurança mecânica, térmica, química, radiação, etc.

Fatores humanos

- Facilidade para efetuar a manutenção;
- Facilidade ou dificuldade de acesso a determinados controles;
- Possibilidade e qualidade do treinamento;

- Ergonomia para o uso.

Avaliação clínica

É realizada através do uso do equipamento em ambiente clínico. Pode ser trabalhosa devido à escassez de tempo da equipe clínica. É extremamente importante, pois mede a satisfação dos futuros usuários.

- *Treinamento* - Após o treinamento, avaliar se os usuários estão conseguindo utilizar adequadamente o equipamento. Avaliar se o treinamento foi rápido e claro e se o instrutor realmente é capacitado;
- *Desempenho clínico* - Realizar testes com grupos especiais ou na rotina de trabalho, avaliando a exatidão e repetibilidade. Verificar a aceitabilidade dos aspectos mecânicos do equipamento para o ambiente clínico (tamanho, peso, robustez).
- *Fatores humanos* - Avaliar o conforto do usuário, facilidade de usar os controles, facilidade de preparação (conectar o equipamento ao paciente).

O equipamento deve ser avaliado por tempo suficiente, para verificação de possíveis problemas.

Avaliação do custo

É uma tarefa muito importante e complexa, pois se deve estimar os custos globais. Observar situações em que um fornecedor propõe um baixo custo do equipamento, mas o custo das peças de reposição, contrato de manutenção, transporte, instalação, multas, etc. o tornam mais oneroso que outros com um custo mais alto do equipamento.

SELEÇÃO DO FORNECEDOR

É necessário gerar um relatório com as conclusões da avaliação das propostas (acima) indicando:

- Classificação técnica: descrição breve e clara das características técnicas de cada concorrente. Fatores de superioridade, inferioridade ou impossibilidade devem ser destacados. Termina com uma lista em ordem de classificação das propostas;
- Classificação clínica: semelhante a anterior;
- Classificação de custo: semelhante a anterior;
- Informações adicionais: conseguir as opiniões de outros usuários e a classificação de outras instituições. Se este item modificar as classificações, deve ser especificado o motivo.

A escolha do fornecedor é feita analisando as três listas geradas. Se o primeiro das três não for o mesmo (que é provável), a preferência é do item custo, a menos que outros fatores, principalmente custos relacionados com a operação, manutenção e vida útil do equipamento (avaliação técnica), sobreponham-se fortemente. A escolha deve ser um consenso da equipe. Em licitações públicas, a escolha do fornecedor deve obedecer às condições estabelecidas no edital e ser realizada em conformidade com os tipos de licitação, que são:

- Menor preço: quando o critério de seleção da proposta mais vantajosa for o de menor preço entre as propostas qualificadas. A classificação se dará pela ordem crescente de preços;
- Melhor técnica: é a licitação onde o critério prevalecente é o da proposta que ofereça os melhores requisitos técnicos. Destina-se a selecionar serviços de natureza predominantemente intelectual;
- Técnica e preço: também se destina à contratação de serviços, embora seja utilizada na contratação de bens e serviços de informática.

Excepcionalmente, os dois últimos tipos podem ser utilizados para a aquisição de bens de grande vulto necessitando de justificativas e autorização da maior autoridade da administração licitante.

Após a seleção do fornecedor, a próxima etapa é a elaboração do contrato. Esta tarefa é do departamento jurídico, a equipe de manutenção deve contribuir.

RECEBIMENTO DO EQUIPAMENTO

O recebimento técnico do equipamento deve sempre ser executado por um grupo composto de técnicos e médicos para que seja avaliado se todas as condições impostas pelo edital foram atendidas pelo vencedor da licitação. Somente então, com liberação deste grupo é que o pagamento deverá ser efetuado. São freqüentes a entrega de equipamentos com partes faltantes e danificadas, material técnico faltante, fora das especificações técnicas e sem os ajustes e calibrações necessárias à operação.

Neste mesmo processo de aceitação, deve ser exigido do fornecedor que verifique todas as exigências técnicas ambientais que foram previamente estabelecidas pelo próprio fabricante. Este procedimento é de extrema importância para que não haja dúvidas quanto à operação adequada do equipamento, assim como, para evitar futuros problemas de paralisação excessiva do mesmo, devido à falta de condições ambientais adequadas. Este procedimento é denominado pré-instalação.

Pré-instalação

A pré-instalação é o conjunto de requisitos de arquitetura e de engenharia, especificados pelo fornecedor, que devem ser atendidos pela instituição para instalação de equipamentos médicos. O grupo de manutenção é responsável pela verificação dos requisitos de pré-instalação. Esta tarefa deve ser executada cuidadosamente para evitar problemas na hora da instalação do equipamento. Os itens a serem verificados dependem do tipo de equipamento a ser instalado, mas basicamente são:

Condições físicas:

- área necessária para a instalação do equipamento, espaço livre recomendado pelo fabricante ou normas e área para circulação;
- rota de passagem para o equipamento chegar ao local da instalação;
- resistência do piso do local de instalação e da rota de passagem;
- necessidade da construção de base ou suporte para o equipamento;

– área de suporte (determinados equipamentos requerem uma área de suporte muito maior do que a área para a instalação do equipamento);

Condições de alimentação:

– elétrica;

– hidráulica;

– gases;

– sistema de estabilização eletrônica de tensão;

Condições de proteção e normativas:

– sistema de aterramento;

– sistema de proteção contra descargas elétricas;

– sistema de radioproteção;

– sistema de alimentação de emergência;

– compatibilidade eletromagnética (no caso de equipamento que geram campo eletromagnético - ressonância magnética - verificar se as áreas adjacentes consideram as questões relativas a influência dos campos gerados);

Condições ambientais:

– controle da temperatura;

– controle da umidade;

– controle de ventilação.

O grupo de manutenção pode criar uma ficha (formulário) para a verificação dos requisitos de pré-instalação, como o modelo sugerido a seguir, que deve ser adequado às necessidades do tipo de equipamento:

PRÉ-INSTALAÇÃO I		
1. O local possui as dimensões e resistência do piso neoessária para a instalação do requerimento (devem ser verificadas áreas livres recomendadas, áreas de circulação):		
Sim	Não	
2. A rota de passagem possui as dimensões e resistência do piso necessárias à chegada do equipamento ao local de instalação:		
Sim	Não	
3. A instituição possui as áreas e condições adequadas á instalação dos equipamentos de suporte:		
Sim	Não	Não se aplica
4. O local de instalação possui a base ou suporte necessário á fixação do equipamento:		
Sim	Não	Não se aplica
5. Qual a voltagem do local de instalação do equipamento:		
110V	220V	380V
6. O local possui grupo de gerador de emergência:		
Sim	Não	
7. O local de instalação do(s)o equipamentos(s) possui sistema de estabilização eletrônica de tensão:		
Sim	Não	Não se aplica
8. O local possui sistema de alimentação de emergência tipo “No-Break”:		
Sim	Não	Não se aplica
9. O local possui sistema adequado de tratamento ou purificação de água:		
Sim	Não	Não se aplica
10. O local possui sistema distribuição de gases:		
Sim Ar comprimido Oxigênio Vácuo Outros: _____ _____ ____	Não	Não se aplica

PRÉ-INSTALAÇÃO II		
11. O local possui sistema de esgoto adequado:		
Sim	Não	Não se aplica
12. O estabelecimento possui sistema de aterramento de acordo com a norma NBR 13.534:		
Sim	Não	
13. O estabelecimento possui sistema de proteção contra descargas atmosféricas (pára raios) de acordo com a norma NBR 5.419:		
Sim	Não	
14. O local possui sistema de radioproteção de acordo com as regulamentações técnicas em vigor:		
Sim	Não	Não se aplica
15. Para o caso de equipamentos de Radiodiagnóstico, a instituição encontra-se em conformidade com as regulamentações técnicas estaduais:		
Sim	Não	
16. Para equipamentos de recioterapia e Gama-Câmara, a instituição encontra-se em conformidade com as normas do CNEN:		
Sim	Não	
17. Para o caso de Ressonância Magnética, as questões relativas à influência dos campos eletromagnéticos envolvidos, nas áreas adjacentes à sala de instalação, foram consideradas?		
Sim	Não	
18. O local possui equipamento para controle das condições ambientais:		
Sim	Não	Não se aplica
Condicionamento de temperatura Controle de umidade __ a __ % Controle de ventilação ___ m^3/h		

INSTALAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Para fins de instalação deverá ser utilizado formulário apropriado, que se destina ao registro de todas as ocorrências envolvendo o equipamento, desde sua chegada (aceitação) na instituição, até sua efetiva instalação e início de funcionamento. Deste modo, a unidade encarregada da aceitação, deverá emitir este documento e encaminha-lo ao setor técnico competente, informando todos os dados de identificação do equipamento, de aquisição e o local onde será instalado. Antes de se contatar a empresa responsável pela instalação, o setor técnico deverá se certificar de que todas as necessidades de pré-instalação estão satisfeitas, devendo principalmente para equipamentos de grande porte, ou que sejam sensíveis, exigir a presença de um representante da empresa responsável pelo equipamento, que possa emitir o parecer sobre a pré-instalação, visando reduzir as possibilidades de afetar a garantia do equipamento, caso ele venha a ser instalado em condições que diferem das exigidas pelo fabricante.

Estando as necessidades de pré-instalação atendidas, pode-se efetuar a instalação do equipamento, segundo o cronograma previamente estabelecido com o fornecedor. Nesta fase é extremamente importante o acompanhamento por pessoal técnico capacitado, pois se trata de uma primeira oportunidade de aprendizado sobre seu funcionamento. Nesta fase é comum a apresentação de problemas técnicos ou necessidade de que seja feita uma calibração

Deve ser feita uma anotação bastante detalhada, pois estas informações serão utilizadas futuramente na formação de um banco de dados, necessários ao acompanhamento da vida útil do equipamento. Além das informações de aquisição, tais como: custo e data de aquisição, forma de aquisição, etc., deverão ser anotadas informações sobre: fornecimento de documentação técnica e qual seu tipo (se manual de operação, manual de manutenção corretiva e preventiva, listas de peças, etc.), quais partes e acessórios acompanham o equipamento (anotar seus respectivos números de série e sua localização), tensão de alimentação, potência do equipamento, tipo e características de baterias (quando presentes), tipos de fusíveis e dispositivos de proteção, tipos de lâmpadas, gás e etc.

No final, deverão ser realizados testes de segurança elétrica, radiológica, etc., conforme o tipo de equipamento, com objetivo de efetuar a aprovação técnica e início dos testes clínicos, antes de se dar o aceite final e conseqüente liberação do pagamento.

Estando a área técnica e clínica de acordo quanto ao funcionamento do equipamento, deverá ser encaminhado um parecer final á administração (ou setor de compras) informando que poderá ser autorizado seu pagamento, conforme as condições e prazos estabelecidos no contrato de fornecimento.

Seguindo-se a esta fase, temos o período de garantia, durante o qual recomenda-se que seja efetuado o treinamento técnico para que, após o período de garantia, o setor técnico da instituição esteja preparado a realizar sua manutenção.

BIBLIOGRAFIA

BRONZINO, J. D. **Management of Medical Technology** – A Primer for Clinical Engineers – Butterwoth-Heinemann,1992.

CALIL, S. J. ; TEIXEIRA, M. S. **Gerenciamento de Manutenção de Equipamentos Hospitalares** – Série Saúde & Cidadania – Faculdade de Saúde Pública da Universidade de São Paulo, São Paulo: Fundação Peirópolis, 1998. v,11.

MENDES, E. S. **Especificações Técnicas de Equipamentos Médico Hospitalar,** Hospital Municipal Odilon Behrens, 1996.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria Assistência Saúde. **Equipamentos para Estabelecimentos Assistenciais de Saúde: Planejamento e Dimensionamento,** 1994.

MÜLLER, JR. E. L. ; CALIL, S. J. **Sistema de Apoio ao Planejamento de Serviços Hospitalares e Especificação de Equipamentos Médicos.** Campinas, 2000. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – FEEC, UNICAMP.

CAPÍTULO 4

FUNDAMENTOS DE SEGURANÇA PARA UNIDADES DE SAÚDE

Elaborado por:
Prof. Dr. Alexandre Henrique Hermini
Eng. João Carlos L. Pedroso

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 183

OBJETIVO 184

CONCEITOS DE SEGURAÇÃO ELÉTRICA 184

Conceito de segurança elétrica no ambiente Médico-Hospitalar 184

Efeitos da corrente elétrica no corpo humano 185

Técnicas de proteção contra o choque elétrico 191

PROPOSTA DE METODOLOGIA 196

Segurança do trabalho 196

Garantia de segurança na utilização da tecnologia médico-hospitalar 200

Testes de segurança elétrica de acordo com a norma NBR IEC 60601 206

METODOLOGIA DE INVESTIGAÇÃO DE ACIDENTES EM AMBIENTE MÉDICO-HOSPITALAR 210

Formulário de investigação de acidentes 211

Relatório técnico de testes dos EEM envolvidos 212

NORMAS DA SÉRIE NBR IEC 601 PUBLICAS 212

INTRODUÇÃO

Os Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) e os procedimentos neles realizados tem apresentado mudanças significativas de tecnologias e comportamento, mesmo se considerarmos apenas os últimos 40 anos. No Brasil no início do século XXI muito se tem discutido o conceito qualidade em ambiente médico-hospitalar, estando associado à satisfação das expectativas do cliente em relação ao serviço prestado. Quando se fala em qualidade, é indiscutível a importância dos protocolos e certificações de conformidade baseados em normas como a série ISO 9000, Boas Práticas de Fabricação (BPF - Ministério da Saúde – Brasil), Good Manufacturing Pratices (GMP-USA) e Acreditação Médico-Hospitalar (Ministério da Saúde – Brasil), nos Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) e seus fornecedores de produtos e serviços.

Esta busca pela qualidade tem sido a grande corrida das instituições na última década e tem como fundamento a implantação de procedimentos que visam a rastreabilidade das informações referentes aos processos realizados e produtos associados à atividade desenvolvida pela instituição. Tratando-se dos EAS's brasileiros, como tem sido tratada a questão segurança?

Embora o termo segurança não esteja explicitamente presente nos títulos de muitos documentos, normas, programas e protocolos de qualidade, ele está incorporado a estes no que diz respeito à necessidade da existência de protocolos, como por exemplo, os planos de contingência a serem adotados em situações de emergência e registro das inspeções. Mesmo documentos desenvolvidos especificamente para a área de saúde, não abordam toda a extensão de atividades nela realizadas, visto que um EAS é uma das áreas mais complexas em termos de atividades e riscos profissionais que podemos encontrar, onde nos deparamos com atividades de perfil industrial (Lavanderia, Caldeiraria, Geração de Energia, Cozinha), hotelaria, armazenagem de produtos de alto risco (substâncias tóxicas produtos inflamáveis e vasos sob pressão), locais de afluência de público, atividades profissionais insalubres e ainda nem consideramos o indivíduo associado à atividade fim da instituição, o paciente ou cliente (como tem sido utilizado), o qual está sujeito a riscos de ordem biológica (infecções), tecnológica (erros e mau funcionamento de equipamentos) e intercorrências associadas aos procedimentos médico-hospitalares (erros médicos).

Assim, propomos enfocar nossa abordagem nos pacientes e profissionais de saúde, nos aspectos relacionados à inserção de tecnologias e produtos de assistência direta à saúde nestes ambientes, sem esquecer que fazem parte de um contexto, ou seja, coexistem com as demais áreas citadas anteriormente. Visando uma melhor compreensão do tema abordado, este será dividido em duas partes:

– Conceitos de segurança elétrica

– Proposta de metodologia

OBJETIVO

Apresentação de linhas de ação para melhoria da segurança de procedimentos assistenciais de saúde associados à utilização de tecnologia.

CONCEITOS DE SEGURANÇA ELÉTRICA

Conceitos de segurança elétrica no ambiente médico-hospitalar

Dentre os inúmeros fatores a serem abordados quanto à segurança em ambiente médico-hospitalar, os riscos elétricos tem merecido uma atenção especial, quer pelas conseqüências trazidas por eventuais acidentes causados pela passagem da corrente elétrica pelo ser humano, quer pelo descaso com que vem sendo tratado.

Sob o ponto de vista do paciente, busca-se evitar, ou limitar a valores aceitáveis, a circulação de corrente através do corpo humano, ao que denominaremos *choque elétrico.* Desta forma devem ser utilizadas técnicas que, tanto em condições normais, quanto em "situações de única falta", isto é, condições que se verifica quando um só dos recursos de proteção contra risco de segurança apresenta defeito no equipamento, o paciente, assim como os operadores, não estariam submetidos ao risco de choques elétricos. Antes de abordarmos as técnicas de proteção mais empregadas, uma vez que é praticamente impossível "eliminar totalmente o risco" do choque (corrente elétrica igual a zero em ambientes onde haja a utilização

de sistemas eletro-eletrônicos) para que possamos estabelecer os limites controlados pela técnica empregada, devemos estabelecer o comportamento da corrente elétrica no corpo humano e em seguida quantificar os valores limites de cada técnica e aqueles seguramente suportados pelo ser humano.

Efeitos da corrente elétrica no corpo humano

Os efeitos causados pela passagem da corrente elétrica através do corpo humano dependem, basicamente, de cinco fatores (Webster, 1992; Gewer, 1983):

Intensidade da corrente (medida em Amperes)

Duração do choque (em segundos)

Freqüência do sinal (em Hertz)

Densidade da corrente (em miliAmperes/mm^2)

Caminho percorrido pela corrente (por exemplo, entre braços, perna-braço,...).

A seguir serão feitas descrições de cada um destes efeitos, com seus respectivos valores limites:

INTENSIDADE	EFEITO
Menor que 1 mA	Imperceptível se aplicada externamente; Se aplicada ao miocárdio, pode causar fibrilação ventrilar.
Entre 1 e 10 mA	Limiar de percepção
Entre 10 e 30 mA	Perda do controle motor
Entre 30 e 75 mA	Paralisia ventilatória
Entre 75 e 250 mA	Fibrilação ventricular
Entre 250 mA e 5 A	Contração miocárdica sustentada
Maior que 5 A	Queimadura dos tecidos

Tabela 1: Efeito fisiológico de uma corrente elétrica de 60 Hz, aplicada entre as mãos de um homem de 70 Kg, por um período de 1 a 3 s (Dalziel, 1973; Rooth et. Col, 1975).

Intensidade da Corrente

De acordo com Dalziel (1973), ao passar através do corpo humano, a corrente elétrica causará um efeito fisiológico dependendo da sua intensidade, conforme apresentado na tabela 1. Os estudos foram realizados considerando-se a corrente aplicada entre as mãos de um indivíduo de 70 kg, por um período de 1 a 3 segundos.

Duração do Choque

Existe uma relação diretamente proporcional, entre a duração do choque elétrico e a probalidade de fibrilação ventricular do indivíduo. Os limites podem ser definidos para sinais de corrente contínua, com apresentado na figura 1 (IEC 476, 1979), ou para corrente alternada de 60 Hz, de acordo com figura 2 (Webster, 1992).

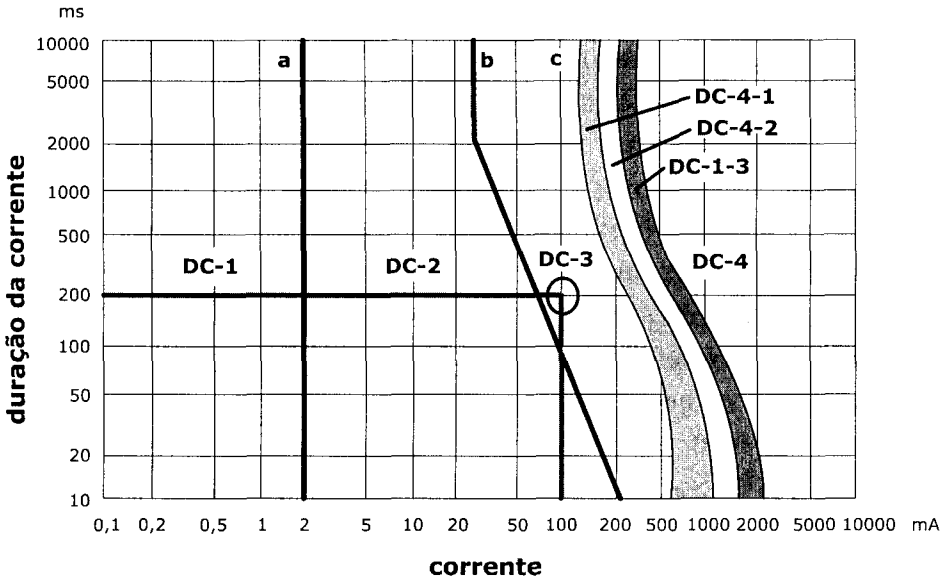


Figura 1 - Efeitos fisiológicos da corrente contínua em função da duração do choque.

REGIÃO	PROVÁVEL EFEITO FISIOLÓGIO
DC-1	Nenhum efeito perceptível
DC-2	Limiar de percepção (sensação de formigamento)
DC-3	Riscos de paralisia muscular, como perda do controle motor
DC-4-1	Risco de 5% de fibrilação ventricular
DC-4-2	Risco de 10% de fibrilação ventricular
DC-4-3	Riscos de 50% de fibrilação ventricular
DC-4	Riscos de 90% de fibrilação ventricular

Tabela 2 - Efeitos da corrente contínua no ser humano

Para análise dos efeitos da duração do choque, traçaremos duas linhas, uma vertical partindo do VALOR DA CORRENTE que circula pelo indivíduo e outra horizontal partindo da DURAÇÃO do choque. A região do gráfico na qual

houver a interseção das retas indicará o provável efeito fisiológico do choque. Numa analogia ao conhecido jogo *Batalha Naval*, teremos, por exemplo, corrente 100 mA x duração 200 ms, a interseção das retas "cairá" na região DC-3 do gráfico da figura 1, indicando riscos de perda de controle motor.

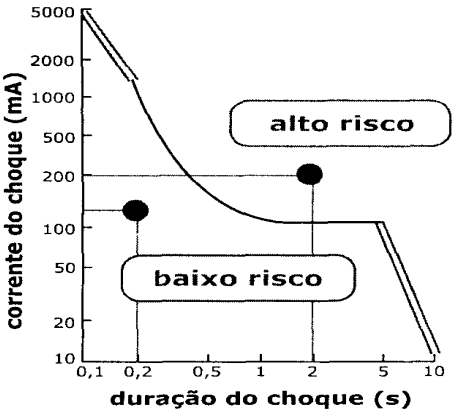


Figura 2 - Limiar de fibrilação ventricular em função da duração do choque de corrente alternada de 60 Hz.

A análise do gráfico de corrente alternada é similar à adotada para os casos de corrente contínua, neste caso, associando a duração ao risco de fibrilação ventricular, ou seja, quando a interseção das retas da intensidade de corrente com a duração do choque localizar-se na região de baixo risco, teremos uma condição segura, e quando se localizar na região de alto risco, o indivíduo se encontrará em uma condição de risco de fibrilação ventricular.

Freqüência do Sinal

Existe um evento que ocorre, inclusive com cada um de nós, que é a resposta em freqüência. Esta pode ser descrita como "para um mesmo nível de intensidade de um estímulo (sonoro, visual, elétrico...) a resposta de um sistema (equipamento eletro-eletrônico, corpo humano,...) será diferente para cada faixa de freqüência desse estímulo". Um exemplo deste evento pode ser dado a partir do nosso sistema auditivo, o qual é capaz de "ouvir ou perceber" sinais sonoros na faixa de 20 a 20.000 Hz. Sinais acima (ultra-som) ou abaixo (infra-som) desta faixa atingem nosso sistema auditivo, porém, não são

"percebidos", pois o sistema não responde a estas faixas de freqüência. O tecido cardíaco e os músculos esqueléticos respondem a estímulos elétricos, o que os classifica como tecidos excitáveis e apresentam um comportamento similar a nossa audição, ou seja, dependendo da freqüência do sinal que está ocasionando o choque elétrico, estes tecidos poderão ser afetados ou não por estas correntes. Outro fator a ser considerado é o comportamento das correntes elétricas de alta freqüência quando estas circulam pôr um condutor, conhecido como efeito pelicular ou "skin". A figura 3 apresenta a curva característica do limiar de perda do controle motor em função da freqüência do sinal que provoca o choque elétrico.

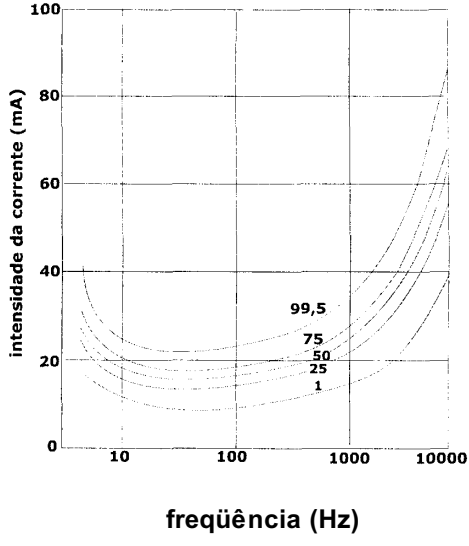


Figura 3 - Limiar de perda do controle motor em função da freqüência do sinal (IEC 479).

As curvas 1, 25, 50, 75 e 99.5 indicam a probabilidade (%) da ocorrência de perda de controle motor entre todos os indivíduos envolvidos nos estudos.

Para análise dos efeitos do choque em função da frequência do sinal elétrico, traçaremos duas linhas, uma vertical partindo do valor da FREQUÊNCIA do sinal e outra horizontal partindo da INTENSIDADE DA CORRENTE que circula pelo indivíduo. A região do gráfico na qual houver a interseção das retas indicará

o risco de choque, ou seja, se tomarmos o exemplo do gráfico acima, teremos a interseção na região de risco, indicando probabilidade de perda de controle motor devido à intensa estimulação da musculatura submetida à corrente de choque.

Densidade da Corrente

Para a ocorrência do choque elétrico é imprescindível a circulação de corrente pelo corpo humano e para tal existirá um ponto de "entrada" e um ponto de "saída" da corrente, por exemplo, "entrada" na palma da mão direita e "saída" na planta do pé esquerdo, esclarecendo que em casos de choques causados por correntes alternadas, esta denominação é apenas didática, pois os sentidos de circulação se alternam em função da frequência. Assim, independentemente dos efeitos fisiológicos internos (perda de controle motor, fibrilação ventricular,...) no local de aplicação da corrente elétrica, o efeito sobre os tecidos depende da densidade de corrente, a qual relaciona a intensidade da corrente com a área de contato entre o corpo humano, resultando na tabela abaixo:

DENSIDADE DE CORRENTE	EFEITO
Abaixo de 10 mA/mm^2	Em geral não são observadas alterações na pele.
Entre 20 e 50 mA/mm^2	Coloração marrom na pele na região de contato. No caso de períodos que 10 s, são observadas pequenas bolhas ("blisters") na região de aplicação da corrente.
Acima de 50 mA/mm^2	Possibilidade de carbonização dos tecidos.

Tabela 3 - Efeito da densidade de corrente na região de aplicação da mesma, ao corpo humano

Caminho Percorrido pela Corrente

Fica evidente que os efeitos fisiológicos do choque estão associados à estimulação dos tecidos submetidos à corrente elétrica. Assim, os caminhos de circulação entre mão e braço levarão a perda de controle motor daquele membro, já os caminhos que passam através do coração, apresentam probabilidade de fibrilação ventricular ou contração miocárdica sustentada, conforme ilustrado na figura 4.

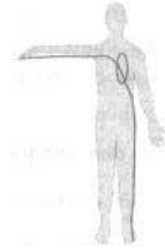


Figura 4 – Caminho de corrente que passa pelo coração, devendo ser evitado devido ao aumento do risco de fibrilação ventricular.

Técnicas de proteção contra choque elétrico

Conceitos de proteção contra choques elétricos

Para que haja um choque elétrico, ou seja, a circulação de corrente elétrica (corrente - [I]) pelo corpo humano, é necessário que haja uma diferença de potencial entre os pontos (ddp - [V]) e um caminho (resistência - [R]) para a circulação da corrente (meio condutor) ligando dois ou mais pontos que estejam em potenciais diferentes. Esta relação é estabelecida pela Lei de Ohm, na forma:

$$I = \frac{V}{R}$$

Assim, se o resultado da equação acima tender a zero, teremos um ambiente seguro contra choques elétricos, uma vez que a corrente através do corpo humano será próxima de 0 (zero). Este objetivo pode ser alcançado se forem estabelecidos métodos onde a ddp entre os pontos de contato seja igual, ou próxima, a zero. A esta técnica denominamos "EQUIPOTENCIALIDADE". Outra alternativa está na obtenção de um caminho de Impedância elevada entre a fonte de energia e o corpo humano, a qual denominamos "ISOLAÇÃO".

Como técnica adicional de proteção contra choques elétricos, emprega-se dispositivos diferenciais residuais ou DR, os quais se baseiam nas curvas de

efeitos da corrente em função da duração do choque, interrompendo a alimentação caso haja um desbalanceamento entre as correntes dos condutores de alimentação, indicando a existência de correntes de fuga no circuito.

Classificação dos choques elétricos

Os choques elétricos podem ser classificados quanto:

- Tipo de contato: Direto ou Indireto
- Local de aplicação: Microchoques e Macrochoques

Classificação quanto ao tipo de contato:

Contato direto:

São as situações onde o contato ocorre com partes vivas sobre tensão, ou seja, condutores elétricos (fios e cabos) sem a proteção de um isolante ("o famoso choque no fio desencapado").

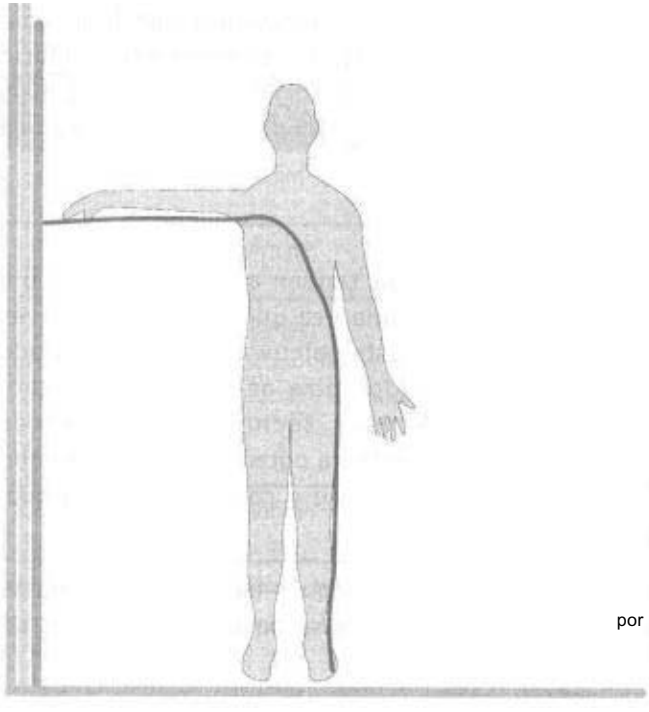


Figura 5 - Situação de choque por contato direto (Cotrim, 1993).

Contato indireto:

São aquelas situações onde o contato ocorre com partes metálicas de equipamentos e instalações que tenham sido energizadas acidentalmente devido a uma falha de isolação ("o famoso choque na porta da geladeira").

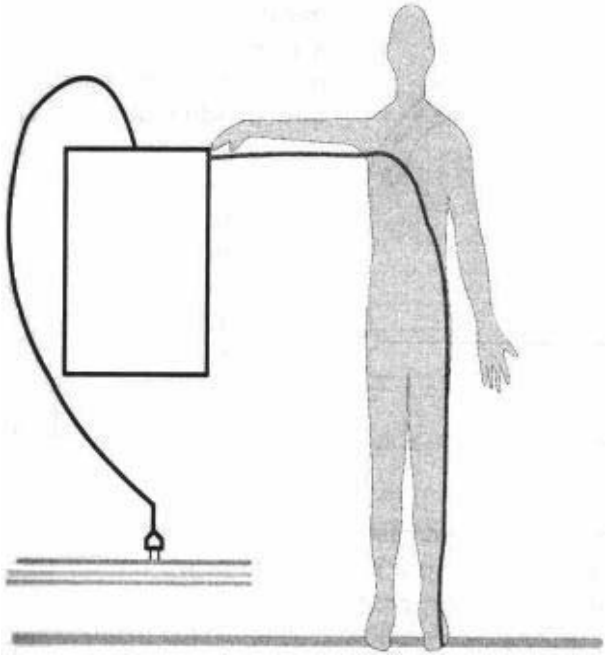


Figura 6 - Situação de choque por contato indireto.

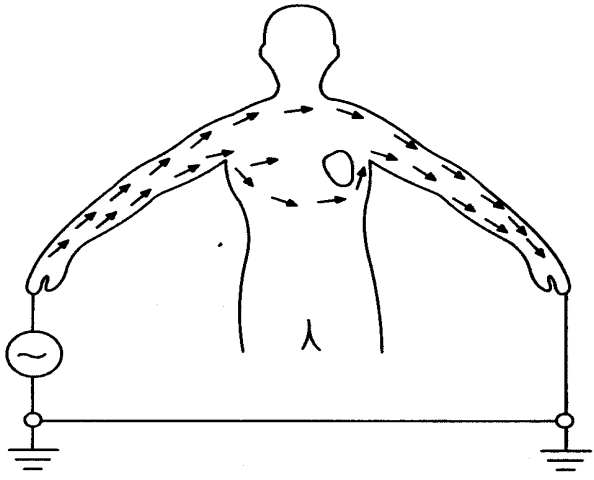
Podem resultar em situações de risco de choque por contato indireto, condições de falta ou falha. Faltas ocorrem quando condutores energizados entram em contato direto com partes condutoras expostas devido a acidentes (não confundir com interrupção do fornecimento de energia pôr parte da concessionária). Falhas ocorrem quando da existência de correntes de fuga para carcaça devido à imperfeição das isolações.

Classificação quanto ao local de aplicação:

A pele, dentre outras funções, atua como atenuador de corrente por oferecer um caminho de alta impedância se comparada com tecidos internos do corpo humano. Dependendo da região do corpo e do nível de sudorese, a pele intacta apresenta uma resistência entre 15 kW e 1 MW. Em contraste a esses valores, se rompida a camada de pele, a resistência interna do corpo cai para valores da ordem de 100W (tronco) a 500W (entre dois membros) (IEC 479). Quanto à proteção oferecida através da pele, podemos classificar os choques como (Webster, 1992):

Macrochoques:

Macrochoques ocorrem quando o contato elétrico é realizado sobre a pele intacta. Este fato, devido à resistência da pele, produz um caminho de maior



impedância, reduzindo a intensidade de corrente pelo corpo para uma mesma ddp. Outro fato a ser considerado é a área de circulação de corrente, que produz uma maior distribuição da mesma, e implica em uma menor densidade de corrente passando através de órgãos vitais, como o coração (Webster, 1978). A figura 7 representa uma situação de macrochoque.

Figura 7 - Situação de macrochoque

Microchoques:

Durante procedimentos cirúrgicos ou em casos de acidentes onde o contato elétrico é feito internamente ao corpo (sem a proteção da pele), um caminho de baixa impedância oferecido pelos tecidos, propiciará a presença de correntes elevadas, mesmo em tensões baixas, esta situação é denominada microchoque (Webster, 1978). Outro fato a ser considerado na ocorrência de microchoques, é a densidade de corrente que pode circular pelos tecidos e no caso específico de procedimentos intracardíacos, corrente da ordem de 20 mA podem levar a fibrilação ventricular, como ilustrado na figura 8:

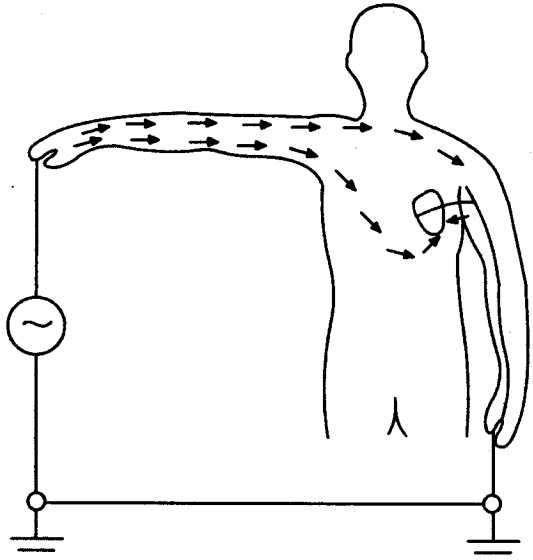


Figura 8 - Situação de microchoque.

No que diz respeito à proteção, devem ser adotadas técnicas que abranjam tanto instalações, quanto pessoas. As instalações devem ser protegidas contra correntes elevadas através de dispositivos disjuntor ou fusível e as pessoas contra choques elétricos causados por correntes fase-terra, através de dispositivos DR (NBR 5410; NBR 13534).

Os conceitos apresentados até o momento, são aplicáveis a todo ambiente onde se utilize equipamentos eletro-eletrônicos alimentados por uma rede elétrica, incluindo-se os ambientes médico-hospitalares, os quais, além de todos estes riscos, possuem um fator agravante quanto ao risco de choques, são eles: as *partes aplicadas dos equipamentos eletromédicos,* que vem a ser o contato intencional de uma ou mais partes do equipamento com o paciente com finalidade terapêutica ou diagnóstica. Podemos citar como exemplo destas, os eletrodos de ECG, placas de retorno e eletrodos ativos de bisturis elétricos e as pás de um desfibrilador.

Os choques associados às partes aplicadas merecem uma atenção especial, visto que muitos dos dispositivos utilizados para promover o contato entre o equipamento e o paciente são do tipo adesivo e o paciente pode encontrar-se

inconsciente, não se manifestando quanto à sensação de choque, o qual pode ser aplicado por longos períodos, aumentando o risco de efeitos fisiológicos graves, como as fibrilações ventriculares.

PROPOSTA DE METODOLOGIA

Proposta de estrutura para garantia da segurança no ambiente médico-hospitalar

Segurança do Trabalho

Esta é, com certeza, uma das áreas da segurança mais estruturadas no Brasil, com forte atuação do Ministério do Trabalho, através de normas regulamentadoras e de entidades de classe (como sindicatos, conselhos e associações) e mesmo assim tem apresentado deficiências na área de saúde, devido a grande diversidade de atividades realizadas pelos profissionais na área. Assim, este documento não se propõe a discorrer sobre a legislação relativa à área de segurança do trabalho, porém não poderia deixar de apresentar o estado atual destas e fornecer referências para consultas e estudos específicos. Assim, segue abaixo a relação de normas regulmentadoras vigentes no país, as quais podem ser acessadas pelo endereço eletrônico www.trabalho.gov.br:

NR1

Disposições Gerais

NR2

Inspeção Prévia

NR3

Embargo ou Interdição

NR4

Serviços Especializados em Engenharia de Segurança e em Medicina do Trabalho

Proposta para modificação da NR4

Sistematização Final NR4

Grupo de Trabalho Tripartie NR4

NR5

Comissão Interna de Prevenção de Acidentes - CIPA

Manual CIPA

NR6

Equipamentos de Proteção Individual - EPI

NR7

Programas de Controle Médico de Saúde Ocupacional

NR8

Edificações

NR9

Programas de Prevenção de Riscos Ambientais

NR10

Instalações e Serviços em Eletricidade

NR11

Transporte, Movimentação, Armazenagem e Manuseio de Materiais

NR12

Máquinas e Equipamentos

NR13

Caldeiras e Vasos de Pressão

NR14

Fornos

NR15

Atividades e Operações Insalubres

NR16

Atividades e Operações Perigosas

NR17

Ergonomia

NR18

Condições e Meio Ambiente de Trabalho na

Indústria da Construção

NR19

Explosivos

NR20

Líquidos Combustíveis e Inflamáveis

NR21

Trabalho a Céu Aberto

NR22

Segurança e Saúde Ocupacional na Mineração

NR23

Proteção Contra Incêndios

NR24

Condições Sanitárias e de Conforto nos Locais de Trabalho

NR25

Resíduos Industriais

NR26

Sinalização de Segurança

NR27

Registro Profissional do Técnico de Segurança do Trabalho no Ministério do Trabalho

NR28

Fiscalização e Penalidades

NR29

Norma Regulamentadora de Segurança e Saúde no Trabalho Portuário

Partindo para uma abordagem prática, um passo fundamental a ser adotado é a elaboração do *mapa de risco,* que compreende a identificação dos locais do estabelecimento e os riscos profissionais presentes em cada um. Para melhor esclarecimento, apresentaremos um exemplo de mapa de risco implantado em um hospital de médio porte (135 leitos), onde encontraremos como ambientes:

- Centro Cirúrgico - CC
- Centro Obstétrico - CO
- UTI adulto
- UTI Neonatal
- Enfermarias
- Central de Material Esterilizado - CME
- Cozinha
- Manutenção

E os riscos existentes no estabelecimento:

- Biológico

– Ergonômico

– Físico

– Químico

– Risco de acidente

E, finalmente, a probabilidade de ocorrência do risco em cada ambiente onde esteja presente:

– Baixa

– Média

– Alta

Associando as informações apresentadas acima, teremos como exemplo:

– Centro Cirúrgico: Alto risco biológico, Médio risco ergonômico, Médio risco físico.

– Central de Material Esterilizado – CME: Alto risco biológico, Médio risco ergonômico, Alto risco físico, Baixo risco químico.

As informações exemplificadas nos itens acima, devem ser claramente passadas aos funcionários do ambiente médico-hospitalares, assim como, adotado pela Comissão de Segurança do Trabalho, as devidas providências e planos de contingência a fim de minimizar os riscos de acidentes envolvendo atividades profissionais.

Este trabalho não tem, nem de longe, a intenção de cobrir todo o campo de Segurança do Trabalho, mas enfatizar sua importância dentro do ambiente e sugerir algumas direções para o *dia-a-dia* dos estabelecimentos assistenciais de saúde.

Garantia de segurança na utilização da tecnologia médico-hospitalar

Um fator que está cada vez mais envolvido nos programas de qualidade é a segurança, permitindo que se possa definir *Qualidade* como um binômio

Segurança & Desempenho. No que diz respeito aos equipamentos eletromédicos (EEM), implica que estes devem apresentar confiabilidade na operação e não oferecerem riscos de acidentes para o conjunto paciente, operador e equipamento.

A questão qualidade no uso da tecnologia em saúde tem sido abordada com bastante ênfase por organismos governamentais internacionais (FDA-USA, British Health Care-Uk,) e não governamentais (ECRI-USA), porém no Brasil esta área tem encontrado barreiras em sua implantação e dentre as causas podemos salientar a carência de uma política na área da saúde que aborde a utilização da tecnologia.

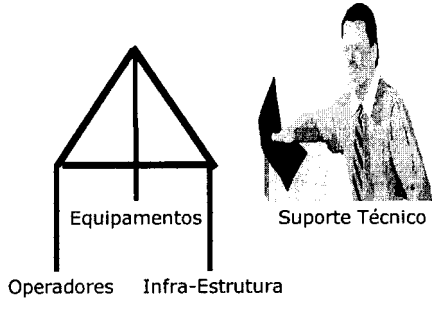
A presente proposta aborda a inserção da tecnologia no ambiente e nos procedimentos assistenciais de saúde, garantindo que tais produtos apresentem *qualidade,* atendendo o conceito apresentado anteriormente (segurança x desempenho). Inúmeras ações tem sido implementadas no Brasil nos últimos anos, visando atingir esta meta, porém tomadas isoladamente, onde cada profissional ou segmento "cuida" exclusivamente do objeto de sua atividade, ou seja, o médico ou enfermeiro se preocupa *apenas* com a assistência, o fabricante *apenas* com seu equipamento e assim por diante em toda a rede envolvida com esta tecnologia, o que nos submete a famosa frase *"Da minha parte não tem nada errado, é melhor ver com o ....".* Embora tenhamos um número extremamente reduzido de registros de acidentes associados à utilização de equipamentos médico-hospitalares no Brasil, é do conhecimento de toda sociedade, que tais fatos realmente ocorrem, levando desde um pequeno dano ao equipamento, passando por lesões graves em pacientes (queimaduras graves em pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos) e operadores e chegando a óbito do paciente, como ocorrido durante procedimento cirúrgico no interior do estado de São Paulo em 1998 (OESP, 1998).

Segundo Ferro et alli, 1994, a segurança da tecnologia em EAS depende de três fatores:

- Rede elétrica
- Conformidade dos equipamentos com normas
- Regularidade dos testes nos equipamentos

Embora se reconheça o mérito desta afirmação, acredita-se hoje que realidade brasileira apresente outros fatores associados à garantia da qualidade. A partir de levantamentos junto a hospitais, principalmente quando investigada uma intercorrência envolvendo equipamentos eletromédicos, podemos associar a garantia de qualidade aos fatores, nos permitindo relacioná-los da seguinte maneira:

- Instalações
- Equipamentos
- Usuários
- Assistência Técnica



A representação gráfica proposta, visa relacionar os fatores inseridos no ambiente a uma mesa, onde cada "perna" estará relacionada a um item, ou seja, equipamento, infra-estrutura e operador. Assim, caso qualquer uma apresente problema, nosso "móvel" não mais será seguro e confiável. Para garantia desta estrutura, faz-se necessário um profissional com qualificação técnica abrangente em todos os fatores, o qual realizará a *"manutenção"* deste produto no sentido literal do termo.

Assim, devemos considerar que os fatores possuem o mesmo grau de importância na cadeia da qualidade, não sendo possível priorizar nenhum deles em detrimento a outro, salvo em casos especiais, onde algum tipo de problema momentâneo esteja se manifestando.

A seguir será apresentado um descritivo do papel de cada um dos fatores apresentados:

INFRA-ESTRUTURA: A infra-estrutura é primordial para o funcionamento confiável de um EEM, pois determina um fator ambiental necessário a todo

tipo de EEM, assegurando que este venha a operar dentro dos parâmetros para os quais foi projetado. Qualquer alteração nestas condições, excedendo os limites estabelecidos por normas e pelo fabricante do equipamento, poderá estabelecer situações de risco. Portanto, torna-se fundamental a verificação de exigências impostas pelo equipamento, bem como aquelas descritas em normas específicas. Este fator deve considerar desde a edificação até os suprimentos como energia elétrica, gases medicinais, água, vapor, dentre outros.

EQUIPAMENTOS: Em relação aos equipamentos, um programa deve assegurar a qualidade dos equipamentos em utilização no ambiente médico-hospitalar, através da implantação de um programa de PREVENÇÃO A INTERCORRÊNCIAS. Esse programa deve atuar desde o dimensionamento dos equipamentos, passando pela aquisição e atingindo todos os procedimentos de Manutenção Corretiva (MC) e de Manutenção Preventiva (MP), sempre tomando como base normas nacionais e internacionais específicas para equipamentos médico-hospitalares. Isso nos leva, no momento da aquisição, a observar os padrões mínimos exigíveis para cada tipo de equipamento, permitindo que apenas equipamentos com nível aceitável de qualidade sejam incorporados ao EAS. Um fator de vital importância, e que não tem recebido a atenção necessária, diz respeito às manutenções (MC e MP), onde qualquer intervenção realizada em um equipamento médico-hospitalar deve obedecer a critérios técnicos padronizados que assegurem a qualidade original exigida pelo fabricante. Uma questão fundamental para se estabelecer a qualidade de um produto, é a utilização de uma referência, ou seja, valores ou condições a serem atingidas pelo equipamento durante avaliação. No Brasil, os equipamentos eletromédicos são normalizados pela série de norma NBR IEC 601, a qual aborda requisitos essenciais para segurança de equipamento eletromédico. Isto levanta a seguinte questão "*caso o equipamento sob análise atenda todas as prescrições das normas NBR IEC 601, então está alcançada a qualidade?".* Reiterando a importância da visão holística do ambiente médico-hospitalar, a resposta é NÃO, ao se afirmar que apenas a conformidade com as prescrições normativas seja suficiente para a qualidade da tecnologia, estamos cometendo um erro grave no gerenciamento da tecnologia, uma vez que, depois de inserido no ambiente médico-hospitalar, cada equipamento necessita de condições ambientais específicas e deve

ser operado dentro das condições prescritas nos manuais do usuário. Assim, podemos afirmar que a aquisição e utilização de um equipamento que atenda às prescrições normativas de segurança é fundamental para reduzirmos os riscos de acidentes, porém não podem ser esquecidos os demais fatores apresentados (infra-estrutura, operadores e suporte técnico).

OPERADORES: Acredita-se hoje que, mesmo se os dois fatores descritos anteriormente atendessem plenamente às exigências, caso o operador não esteja qualificado na operação dos EEM's, as atividades apoiadas por tecnologia estarão sendo realizadas de maneira insegura, trazendo risco de acidentes ao conjunto (paciente, operador, equipamento). Os treinamentos direcionados aos operadores deverão contemplar tanto fundamentações teóricas das tecnologias empregadas (Exemplo: Princípios de ventilação pulmonar mecânica), assim como, treinamentos direcionados a equipamentos específicos (Exemplo: Treinamento teórico-prático de operação de ventilador XYZ mod. 123), atingindo todos os profissionais envolvidos na assistência.

SUPORTE TÉCNICO: O último fator a ser considerado diz respeito à Assistência Técnica, a qual deverá ser formada por profissionais qualificados e atualizados através de programas de reciclagem. Além do conhecimento técnico, estes profissionais deverão incorporar à sua conduta, os conceitos de qualidade no ambiente médico-hospitalar e de segurança do trabalho, quesito este que passa para o cliente uma imagem de confiabilidade na empresa que o assiste.

Para a elaboração de um programa efetivo, é fundamental que o estabelecimento possua um levantamento patrimonial confiável de seus equipamentos, a partir do qual será adequada a infra-estrutura, especificado e agendados os treinamentos (Técnico e Operacional) e estabelecidas as rotinas de manutenção (MC e MP).

A prevenção dos riscos de choque em equipamentos eletromédicos passa pelos aspectos apresentados anteriormente neste documento, onde os equipamentos e instalações deverão apresentar conformidade com as prescrições normativas correspondentes e as equipes técnicas e de saúde, qualificação compatível com o suporte técnico e com a operação dos equipamentos, respectivamente.

Quanto à garantia de segurança dos equipamentos, será apresentado a seguir um roteiro de ensaios que poderão ser realizados com equipamentos convencionais de uma oficina de eletrônica, como multímetros, chaves eletrônicas e resistores ou com equipamentos especiais como os analisadores de segurança elétrica.

Conforme abordado no item EQUIPAMENTOS, a normalização vigente no Brasil para segurança de equipamentos eletromédicos está baseada na norma IEC 60601-1, publicada em 1977 pela International Electro technical Commission (IEC), é a norma internacional mais importante em segurança de equipamentos eletromédicos. Ela foi publicada no Brasil em 1994 pela ABNT sob número NBR IEC 60601-1 e título "Equipamento eletromédico – Parte I: Prescrições gerais para segurança". Além desta norma geral, o conjunto de normas IEC 60601 é composta por normas gerais e particulares. As normas gerais são aquelas aplicáveis a todo e qualquer tipo de equipamento eletromédico e as normas particulares apresentam as exigências e recomendações específicas de cada tipo de equipamento eletromédico, como por exemplo, um aparelho de ventilação pulmonar ("respirador") apresenta parâmetros característicos de sua tecnologia, como fluxo e pressão de gases, podendo apresentar riscos de lesões nas vias aéreas (traquéias, pulmões,...), caso estes parâmetros apresentem-se fora das condições adequadas de operação. Já uma unidade eletrocirúrgica (bisturi elétrico) utiliza-se de correntes elétricas de alta freqüência para seu funcionamento, o que caracteriza riscos associados ao choque elétrico, como estimulação de tecidos e efeitos térmicos (queimaduras). Assim, além das prescrições gerais, se faz necessária uma abordagem específica dos parâmetros associados a cada tecnologia.

Equipamentos eletromédicos devem ser testados tanto pela norma geral, quanto pelas respectivas normas particulares. Devido à grande variedade de parâmetros cobertos pelas normas particulares, torna-se impraticável neste documento abordar todos os testes aplicados. Assim, serão descritos apenas os testes que são comuns a todos os equipamentos eletromédicos.

Testes de segurança elétrica de acordo com a norma NBR IEC 60601

Classificação dos equipamentos e suas partes aplicadas:

Os testes de segurança elétrica são aplicados conforme a classe do equipamento e o tipo de suas partes aplicadas, que determinam respectivamente o tipo e o grau de proteção contra choque elétrico.

Quanto ao tipo de proteção contra choque elétrico, o equipamento pode ser energizado internamente ou por uma fonte de alimentação elétrica externa.

O equipamento energizado por uma fonte de alimentação elétrica externa pode ser:

Equipamento de Classe I: é o equipamento no qual a proteção contra choque elétrico não se fundamenta apenas na isolação básica, mas incorpora ainda uma precaução de segurança adicional, consistindo em um recurso de conexão do equipamento ao condutor de aterramento para proteção pertencente à fiação fixa da instalação, de modo a impossibilitar que partes metálicas acessíveis possam ficar sob tensão, na ocorrência de uma falha de isolação básica.

Equipamento de Classe II: é o equipamento no qual a proteção contra choque elétrico não se fundamenta apenas na isolação básica, mas incorpora ainda precauções de seguranças adicionais, como isolação dupla ou reforçada, não comportando conexão ao sistema de aterramento para proteção contra choques elétricos.

Com relação ao grau de proteção contra choque elétrico das partes aplicadas, estas são classificadas pela norma NBR IEC 60601 como:

- Parte aplicada de Tipo B: fornece o menor grau de proteção ao paciente entre todos os tipos de parte aplicada e não apresentando sistemas de isolação elétrica (flutuante) entre partes aplicadas e rede elétrica, não sendo apropriadas para aplicação cardíaca direta.
- Parte aplicada de Tipo BF: o grau de proteção é alcançado pela isolação entre partes aplicadas, rede elétrica e demais partes aterradas ou

- partes acessíveis do equipamento, portanto limitando ainda mais, a intensidade de corrente que fluiria através do paciente, neste caso, entrar em contato com outro equipamento sob tensão. Partes aplicadas de Tipo BF não são adequadas para aplicação cardíaca direta.
- Parte aplicada de Tipo CF: fornece o maior grau de proteção ao paciente. Este grau de proteção é alcançado pelo aumento da isolação das partes aterradas e outras partes acessíveis do equipamento, limitando ainda mais a intensidade da possível corrente fluindo através do paciente. Partes aplicadas de Tipo CF são apropriadas para aplicação cardíaca direta.

Condições de ensaio

A norma NBR IEC 60601-1 determina que sejam ensaiados elementos cuja falha poderia acarretar risco de segurança, em condição normal ou condição anormal sob uma só falha. A condição anormal sob uma só falha é aquela que se verifica quando um só dos recursos de proteção contra risco de segurança apresenta defeito no equipamento, ou quando este for submetido a uma só condição anormal externa.

Testes aplicados

Resistência do terra de proteção: É medida a impedância do terra de proteção (em W) do equipamento sob teste.

Correntes de fuga e corrente auxiliar através do paciente: A corrente de fuga é uma corrente não funcional, ou seja, ela não tem a finalidade de produzir um efeito terapêutico no paciente. São medidas as seguintes correntes de fuga:

- Corrente de fuga para o terra: É a corrente que circula da parte a ser ligada à rede para o condutor de aterramento para proteção.
- Corrente de fuga através do gabinete: É a corrente que circula de uma ligação condutiva externa, através do gabinete ou de suas partes, para o terra.

– Corrente de fuga através do paciente: É a corrente que circula da parte aplicada, através do paciente, para o terra, ou passando do paciente para o terra, através de uma parte aplicada de Tipo F, e devido ao aparecimento indesejado, no paciente, de uma tensão proveniente de fonte externa.

– Corrente auxiliar através do paciente: É a corrente que circula através do paciente, em utilização normal, entre elementos da parte aplicada e que não é destinada a produzir um efeito fisiológico.

– Corrente de fuga através do paciente com tensão de rede nas partes aplicadas ao paciente: É medida a corrente de fuga através do paciente quando se aplica tensão de rede nas partes aplicadas ao paciente. A medida é feita entre a parte aplicada e o terra.

Para os testes descritos, são fornecidos a seguir os valores admissíveis estabelecidos pela NBR IEC 60601-1. Para certos tipos de equipamento, estes valores são modificados por prescrições específicas de uma norma particular.

DESCRIÇÃO DO TESTE		VALORES ADMISSIVEIS					
		CLASSE I			CLASSE II		
		B	BF	CF	B	BF	CF
RESISTÊNCIA DO TERRA DE PROTEÇÃO (Ω) [1]		0.2	0.2	0.2	N/D	N/D	N/D
CORRENTE DE FUGA PARA O TERRA (μA) [2]	Polaridade normal	500	500	500	N/D	N/D	N/D
	Pol normal – sem neutro	1000	1000	1000	N/D	N/D	N/D
	Polaridade reversa	500	500	500	N/D	N/D	N/D
	Pol reversa – sem neutro	1000	1000	1000	N/D	N/D	N/D
CORRENTE DE FUGA ATRAVÉS DO GABINETE (μA)	Polaridade normal	100	100	100	100	100	100
	Pol normal – sem neutro	500	500	500	500	500	500
	Pol normal – sem terra	500	500	500	N/D	N/D	N/D
	Polaridade reversa	100	100	100	100	100	100
	Pol reversa – sem neutro	500	500	500	500	500	500
	Pol reversa – sem terra	500	500	500	N/D	N/D	N/D
CORRENTE AUXILIAR ATRAVÉS DO PACIENTE (μA) [3]	Polaridade normal	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	Cc 10
		ca 100	ca 100	ca 10	ca 100	ca 100	Ca 10
	Pol normal – sem neutro	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	Cc 50
		ca 500	ca 500	ca 50	ca 500	ca 500	Ca 50
	Pol normal – sem terra	cc 50	cc 50	cc 50	N/D	N/D	N/D
		ca 500	ca 500	ca 50	N/D	N/D	N/D
	Polaridade reversa	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	Cc 10
		ca 100	ca 100	ca 10	ca 100	ca 100	Ca 10
	Pol reversa – sem neutro	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	Cc 50
		ca 500	ca 500	ca 50	ca 500	ca 500	Ca 50
	Pol reversa – sem terra	cc 50	cc 50	cc 50	N/D	N/D	N/D
		ca 500	ca 500	ca 50	N/D	N/D	N/D
CORRENTE NAS PAP (μA) [4]	Polaridade normal	N/D	5000	50	N/D	5000	50
	Polaridade reversa	N/D	5000	50	N/D	5000	50
CORRENTE AUXILIAR ATRAVÉS DO PACIENTE (μA) [3]	Polaridade normal	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	Cc 10
		ca 100	ca 100	ca 10	ca 100	ca 100	Ca 10
	Pol normal – sem neutro	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	Cc 50
		ca 500	ca 500	ca 50	ca 500	ca 500	Ca 50
	Pol normal – sem terra	cc 50	cc 50	cc 50	N/D	N/D	N/D
		ca 500	ca 500	ca 50	N/D	N/D	N/D
	Polaridade reversa	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	cc 10	Cc 10
		ca 100	ca 100	ca 10	ca 100	ca 100	Ca 10
	Pol reversa- sem neutro	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	cc 50	Cc 50
		ca 50	ca 500	ca 50	ca 500	ca 500	Ca 50
	Pol reversa – sem terra	pcc 50	cc 50	cc 50	N/D	N/D	N/D
		ca 500	ca 500	ca 50	N/D	N/D	N/D

Tabela 1 – Valores admissíveis estabelecidos pela NBR IEC 60601-1

N/D: não disponível. Não é um teste válido para a classe e tipo selecionados. Este teste não é aplicado.

(1) A resistência do terra de proteção depende do equipamento sob teste:

- Para o equipamento com conector de entrada de alimentação, a impedância entre o contato de proteção no conector de entrada de alimentação e qualquer parte metálica acessível protegida por aterramento não deve exceder 0,1 W.
- Para o equipamento com cordão ou cabo flexível de alimentação não destacável, a impedância entre o contato de proteção no conector de rede e qualquer parte metálica acessível protegida por aterramento não deve exceder 0,2 W.

(2) A única condição anormal sob uma só falha para a corrente de fuga para o terra, é uma interrupção por vez de um dos condutores de alimentação.

(3) Os valores máximos para a componente c.a. da corrente de fuga através do paciente e da corrente auxiliar através do paciente se referem somente às componentes c.a. das correntes.

(4) Tensão de rede sobre a parte aplicada.

Apesar de todos os esforços para se evitar a ocorrência de acidentes, o estabelecimento deverá implementar um programa de investigação de acidentes, com o objetivo de se identificar as causas destes, e assim, prevenir de forma mais efetiva sua reincidência. Uma proposta deste programa será apresentada a seguir.

METODOLOGIA DE INVESTIGAÇÃO DE ACIDENTES EM AMBIENTE MÉDICO-HOSPITALAR

Com base no conteúdo apresentado, fica clara a necessidade de programas que visem a segurança nos ambientes médico-hospitalares, porém qualquer programa implantado não consegue evitar integralmente a ocorrência de acidentes. Desta forma, o estabelecimento deve possuir uma metodologia de

investigação destas intercorrências, que tem como base o preenchimento de um formulário, o mais breve possível, após o acidente.

Qualquer trabalho para elaboração de um formulário padrão a ser adotado em qualquer instituição de saúde no Brasil, seria em vão, visto que a característica de cada uma nos remete a soluções particulares. Mesmo assim, apresentaremos a seguir, um modelo empregado em um Hospital Escola de alta complexidade, o qual não pode ser adotado "às cegas" para qualquer Instituição, mas serve como referência para implantação da metodologia mais adequada às características de cada Instituição.

Formulário de investigação de acidentes

Relato do acidente

1. Data da ocorrência: ____/____/____.
2. Departamento: _____.
3. Local: _____
4. Responsável pela área e pessoal envolvido:

_____

5. Equipamentos envolvidos: (descritivo, fabricante, modelo, série, PI, etc.):

_____.

6. Acessórios utilizados (descritivo, fabricante, modelo, série, PI, etc.):

_____.

7. Condições de utilização do equipamento no momento do acidente (ajustes, chaves, knobs, procedimentos, etc):

_____
_____.

8. Descrição do acidente:

_____ .

9. Descritivo dos procedimentos da equipe médica e de enfermagem no momento do acidente:

_____ .

Relatório técnico de testes dos EEM envolvidos

1. Testes realizados nos equipamentos:

_____ .

2. Técnicas de simulação utilizadas (Bases normativas, científicas e protocolos):

_____ .

3. Resultados da análise dos dados:

_____

_____ .

4. Descritivo de ações preventivas a serem tomadas:

_____ .

5. Responsável Técnico: _____ .

6. Cargo: _____

7. Data: ___/___/___.

NORMAS DA SÉRIE NBR IEC 601 PUBLICADAS

N°. da Norma: NBR IEC 60601-1-1.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança - 1. Norma colateral: Prescrições de segurança para sistemas eletromédicos - A ser reimpressa, incorporando emenda N° 1 de Novembro de 1997 (11 páginas).

Data de Publicação: 11/1997.

Objetivo: Descreve prescrições de segurança relativas aos sistemas eletromédicos no intuito de possibilitar a proteção do paciente, do operador e do ambiente.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Sistema Eletromédico. Normas Baseadas: IEC 60601-1-1.

N°. de Páginas: 24.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-1-2.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança - 2. Norma colateral: Compatibilidade eletromagnética.

- Prescrições e ensaios.

Data de Publicação: 10/1997.

Objetivo: Especifica as regras gerais e os ensaios de compatibilidade eletromagnética para os equipamentos e, ou sistemas eletromédicos, como também serve de base para possíveis prescrições e ensaios adicionais de compatibilidade eletromagnética para as Normas Particulares.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Compatibilidade Eletromagnética.

Normas Baseadas: IEC 60601-1-2.

N°. de Páginas: 10.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-1-4.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança 4. Norma Colateral: Sistemas eletromédicos programáveis.

Data de Publicação: 11/1997.

Objetivo: Especifica prescrições para o processo pelo qual um SEMP é projetado. Também serve como base para as prescrições das Normas Particulares, inclusive servindo como um guia para prescrições de segurança para o propósito de redução e gerenciamento do risco.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Sistema Eletromédico.

Normas Baseadas: IEC 60601-1-4.

Normas Complementares: EC 60788, NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-1-1, NBR ISO 9001, NBR ISO 9000-3.

N°. de Páginas: 21.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-2.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência.

Data de Publicação: 04/1998.

Objetivo: Especifica requisitos relativos à segurança das unidades eletrocirurgicas de alta frequência.
Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Equipamento Cirúrgico, Bisturi.
Normas Baseadas: IEC 60601-2-2.
Projeto de Origem: 26:002.05-001:1997.
N°. de Páginas: 21.
N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-3.
Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento de terapia por ondas curtas.
Data de Publicação: 04/1997.
Objetivo: Especifica prescrições para segurança do equipamento de terapia por ondas curtas que tem uma potência de saída declarada, não excedendo 500 W.
Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança.
Normas Baseadas: IEC 60601-2-3.
N°. de Páginas: 10.
N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-5.
Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia.
Data de Publicação: 04/1997.
Objetivo: Especifica prescrições para a segurança de equipamento por ultra-som para terapia usado na prática médica.
Não se aplica a equipamento no qual uma ferramenta é comandada por ultra-som (por exemplo, equipamento usado em cirurgia ou odontologia) ou no qual ondas de pulsos de ultra-som focalizadas são usadas para destruir conglomerados, tais como cálculos nos rins ou na bexiga (litotripsia).
Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Ultra-Som.
Normas Baseadas: IEC 60601-2-5.

N°. de Páginas: 11.
N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-6.
Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento de terapia por microondas.
Data de Publicação: 10/1997.
Objetivo: Estabelece as prescrições de segurança para o equipamento de terapia por microondas utilizado na prática médica. Não se aplica ao equipamento especificado para hipertermia.
Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Terapia por Microondas.
Normas Baseadas: IEC 60601-2-6.
N°. de Páginas: 09.
N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-10.
Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular.
Data de Publicação: 10/1997.
Objetivo: Especifica as prescrições para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular, para utilização na prática da medicina física.
Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Estimulador Neuromuscular.
Normas Baseadas: IEC 60601-2-10.
N°. de Páginas: 12.
N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-12.
Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento para ventilação pulmonar em utilização médica.
Data de Publicação: 04/1998.
Objetivo: Especifica as prescrições para segurança de ventiladores pulmonares incorporando dispositivos elétricos projetados para uso médico.
Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Ventilação.
Normas Baseadas: IEC 60601-2-12.
Projeto de Origem: 26:002.05-012:1997.
N°. de Páginas: 09.
N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-13.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de aparelhos de anestesia.

Data de Publicação: 11/1997.

Objetivo: Especifica prescrições de segurança para aparelho de anestesia que incorporam dispositivos elétricos para utilização médica. Prescrições não elétricas adicionais são cobertas por outras normas ISO ou equivalentes nacionais pertinentes.

Esta norma particular cobre também aparelhos de anestesia que incorporam ventiladores pulmonares para utilização com agentes anestésicos inalatórios.

Assuntos: Anestesia, Equipamento Eletromédico, Equipamento Médico, Segurança.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-13.

Normas Complementares: IEC 6 0065, IEC 60079-3, IEC 60079-4, IEC 60601-2-12, ISO 4135, ISO 5358, ISO 5369, NBR IEC 60601-1.

N°. de Páginas: 14.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-14.

Título: Equipamento eletromédico Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento para eletroconvulsoterapia.

Data de Publicação: 02/1998.

Objetivo: Esta norma particular especifica as prescrições para segurança de equipamento para eletroconvulsoterapia.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Eletroconvulsoterapia.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-14.

Projeto de Origem: 26:002.05-011:1996.

N°. de Páginas: 10.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-16.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamentos de hemodiálise.

Data de Publicação: 04/1997.

Objetivo: Especifica prescrições de segurança para paciente único de equipamento de hemodiálise.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Hemodiálise.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-16.

Normas Complementares: IEC 60513, IEC 60651, NBR IEC 60601-1.

N°. de Páginas: 14.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-18.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento de endoscopia.

Data de Publicação: 09/1997.

Objetivo: Especifica prescrições para a segurança dos equipamentos de endoscopia e dos instrumentos que deles fazem parte, utilizados para o diagnóstico médico e para os tratamentos nas cavidades do corpo.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Endoscópio.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-18.

Normas Complementares: IEC 60417G, IEC 60536, IEC 60601-2-2, IEC 60878, NBR IEC 60601-1.

N°. de Páginas: 11.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-19.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos (RN) - A ser impressa, incorporando emenda N°1 de Março de 2000 (09 páginas).

Data de Publicação: 03/2000.

Objetivo: Especifica requisitos de segurança para incubadoras que minimizem os riscos ao paciente e ao usuário, e especificar os ensaios que possam verificar a conformidade com estes requisitos.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Incubadora.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-19.

Normas Complementares: IEC 60651, ISO 3743, ISO 7767, NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-2-20.

N°. de Páginas: 26.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-20.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras de transporte - A ser reimpressa, incorporando emenda N° 1 de Abril de 1998 (8 páginas).

Data de Publicação: 04/1998.

Objetivo: Especifica regras de segurança relativas às incubadoras de transporte. Não se aplica a equipamentos que utilizem aquecedores radiantes.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Transporte, Incubadora.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-20.

Normas Complementares: IEC 60651, ISO 32, ISO 407, ISO 3743, ISO 7767, NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-2-19.

N°. de Páginas: 27.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-21.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de berços aquecidos para recém-nascidos – A ser reimpressa, incorporando emenda N° 1 de Março de 2000 (6 páginas).

Data de Publicação: 03/2000.

Objetivo: Estabelece prescrições particulares para segurança de berços aquecidos para recém-nascidos como definido na subcláusula 2.2.101.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Berço.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-21.

Normas Complementares:

N°. de Páginas: 21.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-22.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento terapêutico e de diagnóstico a laser.

Data de Publicação: 10/1997.

Objetivo: Especifica prescrições particulares para a segurança de equipamento a laser para aplicações médicas classificado como produto a laser de classe 3B ou produto a laser de classe 4.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Equipamento Terapêutico.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-22.

N°. de Páginas: 18.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-24.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de bombas e controladores de infusão.

Data de Publicação: 12/1999.

Objetivo: Especifica as prescrições para bombas de infusão, controladores de infusão, bombas de seringa e bombas de infusão para utilização ambulatorial. Estes dispositivos são destinados para serem utilizados pelo corpo médico e pacientes em domicílio, de acordo com as prescrições e indicações médicas.

Assuntos: Eletromédica, Equipamento Médico.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-24.

Normas Complementares:

Projeto de Origem: 26:002.04-001:1999.

N^{o}. de Páginas: 46.

N^{o}. da Norma: NBR IEC 60601-2-25.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletrocardiógrafos.

Data de Publicação: 04/1997.

Objetivo: Estabelece prescrições específicas para a segurança de eletrocardiógrafos.

Assuntos: Eletrocardiógrafo, Equipamento Eletromédico, Segurança.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-25.

N°. de Páginas: 16.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-26.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletroencefalógrafos.

Data de Publicação: 04/1997.

Objetivo: Especifica prescrições particulares para a segurança de eletrocardiógrafos.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Eletroencefalógrafo.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-26.

N°. de Páginas: 14.

N°. da Norma: NBR IEC 60601-2-27.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento para monitorização de eletrocardiograma.

Data de Publicação: 07/1997.

Objetivo: Especifica prescrições particulares para a segurança de equipamento para monitoração de eletrocardiograma (ECG), monitores de telemetria, monitores ambulatoriais (Holter) e outros dispositivos de registro estão fora do campo de aplicação desta norma particular.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Monitor.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-27.

N°. de Páginas: 17.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-2-30.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2 - Prescrições particulares para a segurança de equipamento para monitorização automática e cíclica da pressão sangüínea indireta (não invasiva).

Data de Publicação: 11/1997.

Objetivo: Aplica-se ao equipamento para monitoração automática e cíclica da pressão sangüínea indireta.

Não se aplica a equipamentos de medição de pressão sangüínea que utilizam transdutores de dedo ou a equipamento de medição semi-automática da pressão sangüínea (para os quais tipicamente cada determinação de pressão necessita ser inicializada manualmente).

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Equipamento Médico, Segurança, Monitor.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-30.

Nº. de Páginas: 20.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-2-31.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de marcapassos cardíacos externos com fonte de alimentação interna.

Data de Publicação: 12/1998.

Objetivo: Especifica as prescrições particulares para a segurança de marcapassos cardíacos externos, a partir de agora referido como equipamento, energizado por uma fonte de alimentação elétrica interna.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Equipamento Eletrônico, Marca-passo, Segurança.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-31.

Projeto de Origem: NBR IEC 60601-2-31:1998

Nº. de Páginas: 22.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-2-34.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamento para monitorização da pressão sangüínea direta (invasiva).

Data de Publicação: 07/1997.

Objetivo: Especifica prescrições particulares para a segurança de equipamento para monitorização direta da pressão sangüínea e prescrições de segurança elétrica para transdutores com ponta em cateter.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Monitorização de Pressão Sanguínea.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-34.

Nº. de Páginas: 17.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-2-38.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de camas hospitalares operadas eletricamente.

Data de Publicação: 06/1998.

Objetivo: Especifica prescrições para segurança de camas hospitalares operadas eletricamente para manter os riscos de segurança tão baixos quanto possível aos pacientes, operadores e ambiente, e descrever ensaios para verificar que estas prescrições são atendidas.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Cama Hospitalar.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-38. Projeto de Origem: 26:002.05-021:1997.

Nº. de Páginas: 28.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-2-40.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de eletromiógrafos e equipamento de potencial evocado.

Data de Publicação: 12/1998.

Objetivo: Estabelece prescrições para a segurança de eletromiógrafo e equipamento de potencial evocado.

Assuntos: Equipamento Eletromédico, Segurança, Eletromiógrafo, Equipamento de Potencial Evocado.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-40.

Projeto de Origem: 26:002.05-024:1998.

Nº. de Páginas: 09.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-2-46.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 2-46: Prescrições particulares para segurança de mesas cirúrgicas.

Data de Publicação: 03/2000.

Objetivo: Especifica prescrições de segurança para mesas cirúrgicas.

Assuntos: Equipamento Médico.

Normas Baseadas: IEC 60601-2-46.

Normas Complementares: NBR IEC 60601-1, NBR IEC 60601-1-1.

Projeto de Origem: 26:002.04-021:1999.

Nº. de Páginas: 11.

Nº. da Norma: NBR IEC 60601-3-1.

Título: Equipamento eletromédico - Parte 3-1: Prescrições de desempenho essencial para equipamento de monitorização da pressão parcial transcutânea de oxigênio e de dióxido de carbono.

Data de Publicação: 06/1998.

Objetivo: Especifica prescrições essenciais para o desempenho de equipamento de monitorização da pressão parcial transcutânea de oxigênio e de dióxido de carbono. Aplica-se a monitores transcutâneos destinados à utilização com adultos, crianças e recém nascidos, inclui a utilização destes aparelhos em monitorização fetal durante o parto. Não se aplica a oxímetros de saturação de hemoglobina ou a aparelhos aplicados a outras superfícies do corpo que não a pele, tais como conjuntiva ou mucosa.

Assuntos: Carbono, Desempenho, Equipamento Eletromédico, Oxigênio, Dióxido de Carbono, Equipamento de Monitorização.

Normas Baseadas: IEC 60601-3-1.

Normas Complementares: NBR IEC 60601-1.

Projeto de Origem: 26:002.05-020:1997.

Nº. de Páginas: 09.

CAPÍTULO 5

BERÇO AQUECIDO

Elaborado por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 227

O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR 228

Balanço do calor fisiológico 229
Transferência de calor dentro do corpo 233
Ambiente termicamente neutro 234

BERÇO AQUECIDO 234

Características dos Berços Aquecidos 234
Componentes do Berço Aquecido 235
Configurações de berços aquecidos 238

RISCOS ASSOCIADOS AO USO DO BERÇO AQUECIDO 240

CONSIDERAÇÕES SOBRE MANUTENÇÃO 241

"Check list" de Inspeção Periódica. 242
"Check list" de Manutenção Preventiva 245
Instrumentos Necessários 245
Normas sobre Berço Aquecido 245

BIBLIOGRAFIA 246

INTRODUÇÃO

Ao nascer, o bebê sai de um ambiente aquecido e molhado, e entra num ambiente frio e seco, regulado para fornecer conforto térmico aos pacientes (à mãe, no caso) e ao pessoal médico. Sendo ainda incapaz de manter equilíbrio térmico adequando, o recém-nascido perde calor rapidamente, através de 4 mecanismos: evaporação, convecção, condução e radiação. Medidas simples como secar o recém-nascido e cobrí-lo com roupas secas, podem ser tomadas para minimizar as perdas de calor por evaporação e por convecção associada a condução, respectivamente. Também mantê-lo em contato com o corpo da mãe reduz as perdas de calor por radiação e condução.

Os bebês nascidos a termo, são razoavelmente capazes de regular sua própria temperatura e normalmente as medidas simples mencionadas são suficientes para manter sua temperatura equilibrada. Mas bebês recém-nascidos prematuros freqüentemente necessitam ser mantidos num ambiente fechado (incubadora) em que a temperatura seja elevada (em relação ao meio ambiente) e controlada.

A pele do bebê prematuro é mais fina que a do bebê nascido a termo, ele praticamente não possui gordura subcutânea e tem uma razão elevada de superfície/volume corporal, fazendo com que os vasos superficiais de sangue percam facilmente calor para o ambiente que o circunda.

Bebês prematuros também são mais suscetíveis a problemas respiratórios, pois seus pulmões podem não estar ainda preparados para suprir oxigênio suficiente para atender demandas elevadas, como a necessária para manter-se aquecido.

A conservação de energia através do suprimento de suporte térmico é crítica para os neonatos, pois a fadiga por frio pode causar:

- Falta de oxigênio;
- Hipoglicemia (nível baixo de açúcar no sangue);
- Acidose metabólica (diminuição do pH do sangue);
- Queda nos níveis de glicogênio (polissacarídeo de reserva).

Para aumentar a taxa de sobrevivência dos recém-nascidos prematuros, coloca-se os mesmos em incubadoras (consulte também o texto sobre Incubadoras), onde a temperatura é mantida em uma faixa específica, o que diminui os requisitos de consumo de oxigênio, e os mantém aquecidos. O mesmo procedimento também é indicado para bebês nascidos a termo, que estejam doentes.

Um berço aquecido é utilizado para fornecer suporte térmico para o recém-nascido na sala de parto, para fornecer estabilidade térmica durante procedimentos rotineiros de cuidado e higiene, para recém-nascidos e bebês doentes, e para bebês sob tratamento médico que devam permanecer por tempo prolongado em ambientes resfriados. É basicamente um sistema de calor irradiante, projetado para ser utilizado com recém-nascidos nos seus primeiros momentos de vida ou durante atendimento prolongado, quando o acesso fácil ao recém-nascido ao sistema e a visualização são necessários sem interrupção de aquecimento.

O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR

Um recém-nascido necessita de mais energia por quilograma de massa corpórea para permanecer sob temperatura adequada quando comparado a um adulto.

Sob o ponto de vista geométrico:

- A relação entre a superfície corporal e a massa corporal em um recém-nascido é quatro vezes maior que em sua mãe.

Sob o ponto de vista fisiológico:

- Entre outras coisas, o recém-nascido possui menos tecido adiposo.

O recém-nascido prematuro tem um gasto de energia muito maior que o recém-nascido normal para manter sua temperatura, devido:

- À pequena quantidade de energia em estoque;
- Ao alto grau de sua utilização, em decorrência das condições forçadas de adaptação sob as quais o paciente recém-nascido se encontra (stress, exaustão, fadiga).

O recém-nascido prematuro e outros Recém-nascidos que mesmo tendo nascido a tempo, apresentem por qualquer motivo um aumento de metabolismo, devem ter minimizado seu dispêndio de energia para produção de calor, ou poderá ocorrer:

- Agravamento da condição que levou ao aumento no metabolismo;
- Desenvolvimento de um desequilíbrio ácido-base sangüíneo;
- Depleção (diminuição) das reservas energéticas e metabólicas;
- Perda da atividade normal do sistema nervoso central;
- Coma;
- Morte.

Balanço do calor fisiológico

A temperatura do corpo é determinada pelo balanço entre o calor produzido internamente e o calor perdido pelos tecidos do corpo.

A faixa normal de temperatura de um recém-nascido é de 35,50ºC a 37,50ºC.

Produção de calor

O calor produzido pelo corpo é resultante dos processos bioquímicos que sustentam a vida.

O calor básico para sustentar a vida produzida por um recém-nascido está na faixa de 1,5 a 2,0 W/kg (de massa corporal).

Durante as primeiras semanas de vida, a taxa de produção de calor está relacionada com o peso e a idade do recém-nascido. A maioria dos recém-nascidos saudáveis tem a capacidade de gerar calor adicional, na faixa de 4,5 a 5,0 W/kg. O calor adicional tem a finalidade de proteção e reserva para situações emergenciais (para combater uma infecção, por exemplo).

A homeotermia é a capacidade especial de aumentar a quantidade de calor produzido para repor as perdas de calor pelo corpo.

A pecilotermia é o contrário: a criatura não produz mais calor quando é resfriada (peixes, répteis); na realidade, criaturas pecilotérmicas diminuem sua taxa metabólica quando expostas ao frio.

Sob algumas circunstâncias, é possível que um animal homeotérmico se comporte como pecilotérmico.

- esta situação pode ser provocada, por exemplo, pela ação de drogas administradas à mãe durante o trabalho de parto, que são transportadas ao recém-nascido pela placenta, e que impedem o sistema nervoso do recém-nascido de responder ao frio.

Mas também existem situações em que a homeotermia pode ser revertida espontaneamente em pecilotermia:

- no caso de recém-nascidos prematuros ou muito doentes, especialmente aqueles com dano neurológico, ou com problemas respiratórios que provocam um nível de oxigênio insatisfatório no sangue e nos tecidos.

Portanto, a produção de calor de um recém-nascido é imprevisível.

É aconselhável que os recém-nascidos sejam sempre tratados como homeotérmicos, e protegidos de ambientes que possam estimular indevidamente sua tendência homeotérmica, pois a homeotermia (Como demonstrado na Figura 1), aumenta a produção de calor pelo aumento do trabalho metabólico. Que por sua vez, pode causar um excesso de utilização das reservas de gordura, açúcar e proteínas, necessários para a sustentação de outras funções vitais, estabelecendo o crescimento e o desenvolvimento. Além disso, há a produção de ácido que pode causar desequilíbrio severo no balanço ácido-base.

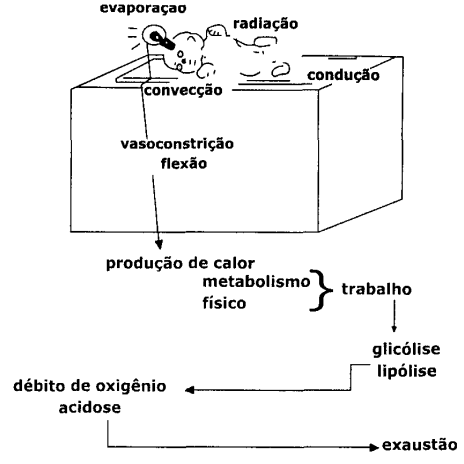


Figura. 1. Esquema de homeotermia em um recém-nascido.

Para minimizar a perda de calor através da pele:

- O recém-nascido contrai os vasos sangüíneos (vasoconstrição);
- Muda a posição do corpo (para reduzir a área de troca de calor);
- Aumenta sua taxa metabólica (para produzir mais calor).

O aumento do metabolismo acarreta acidose e redução das reservas de energia.

Perda de calor

A temperatura do corpo também é influenciada pela taxa com que o calor é perdido.

Existem 4 maneiras de um recém-nascido perder calor: por condução, por convecção, por condução e por irradiação.

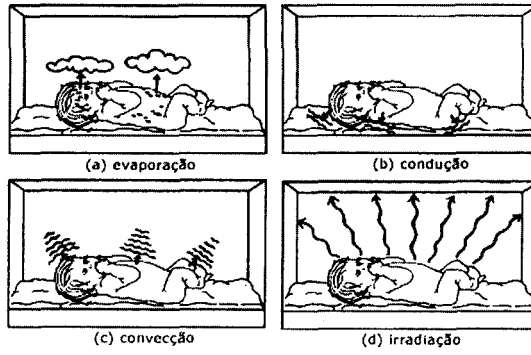


Figura 2. Representação das 4 maneiras de perda de calor num recém-nascido: evaporação (a), condução (b), convecção (c), e irradiação (d) (modificado de Korones, 1986).

Perda de calor por evaporação

A perda de calor por evaporação não está especificamente relacionada com a diferença de temperatura na interface entre o corpo do bebê e o meio ambiente, está relacionada à diferença entre os níveis de pressão parcial exercida pela água em cada uma das estruturas da interface pele, ambiente.

É independente dos outros mecanismos de perda de calor:

- Ocorre quando o recém-nascido transpira água na superfície da pele em um ambiente circundante seco e quente.
- O recém-nascido também perde calor de seus pulmões à medida que inspira ar úmido e frio.

Imediatamente após o parto, enquanto o recém-nascido encontra-se envolto pelo líquido amniótico, acredita-se que a perda de calor do recém-nascido ocorra principalmente por evaporação. A pressão parcial de água no líquido amniótico sobre a pele do recém-nascido é maior que a pressão parcial da água no ar ambiente.

A perda de calor por evaporação é cerca de 25% da perda de calor total do recém-nascido seco.

Perda de calor por condução

Ocorre quando o recém-nascido está em contato físico com uma superfície sólida mais fria que ele. Depende da diferença de temperatura entre os dois corpos.

Perda de calor por convecção

A convecção ocorre quando o recém-nascido é exposto a correntes de ar mais frias que ele. A perda por convecção depende da diferença de temperatura e do fator "vento gelado", que é introduzido pela velocidade com que o ar está fluindo ao redor do recém-nascido.

É independente da condução, que ocorre quando não há movimento de ar.

Perda de calor por irradiação

Todo corpo dotado de temperatura diferente do zero absoluto perde calor por emissão de radiação eletromagnética de espectro predominantemente infravermelho.

O recém-nascido perde calor na região do espectro infravermelho para objetos sólidos mais frios ao seu redor, mas não em contato com sua pele.

Todas as perdas de calor menos a perda por evaporação, são proporcionais à diferença de temperatura entre o recém-nascido, (mais quente que perde calor) e o ambiente (mais frio que recebe o calor).

O recém-nascido tem um coeficiente de transferência térmico maior que um adulto e, portanto, perde calor corporal mais rapidamente que um adulto quando exposto a um ambiente mais frio.

A perda de calor do recém-nascido é complexa:

- A superfície exposta do recém-nascido varia à medida que o recém-nascido muda sua posição, se usa roupas ou bandagens;
- A relação entre a pele do recém-nascido e as superfícies radiantes da sala ou do berço aquecido não é simples devido às diferentes emissividades dos objetos trocando energia;
- Assume-se que um recém-nascido tenha emissividade igual a 1.

As perdas de calor por condução, convecção, radiação e evaporação são mecanismos relativamente independentes. Não existe um parâmetro simples que possa ser utilizado para calcular a contribuição combinada da perda de calor.

Transferência de calor dentro do corpo

A taxa com que o calor produzido internamente é transferido do interior do corpo, a uma determinada temperatura, através dos tecidos para a superfície externa da pele, depende de:

- Espessura absoluta da pele;
- Característica da pele;
- Gordura subcutânea;
- Outros tecidos subcutâneos;
- Fluxo de sangue do corpo para a superfície.

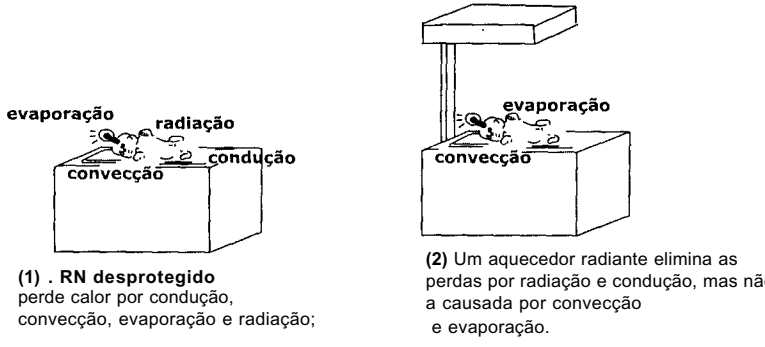
Ambiente termicamente neutro

Definição aproximada de ambiente termicamente neutro: ambiente onde existe um conjunto de condições térmicas que estabelece para o recém-nascido, um estado metabólico mínimo e mantém a temperatura de seu corpo dentro da faixa normal.

BERÇO AQUECIDO

Características dos Berços Aquecidos (figura 3):

- Possuem paredes baixas para impedir que o recém-nascido caia;
- Podem ser aquecidos utilizando um aquecedor radiante focalizado na área do colchão;
- Normalmente são denominados de incubadoras irradiantes abertas, camas aquecidas irradiantes, ou berços aquecidos;
- Permitem visualização direta e acesso fácil ao recém-nascido;
- Devido aos riscos associados ao seu uso, não devem ser consideradas como substitutas das incubadoras fechadas para todas as situações envolvendo recém-nascidos;

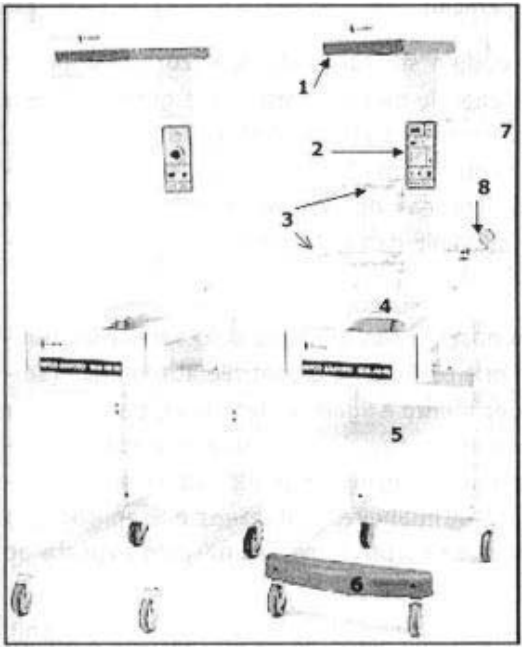


(1) . RN desprotegido perde calor por condução, convecção, evaporação e radiação;

(2) Um aquecedor radiante elimina as perdas por radiação e condução, mas não a causada por convecção e evaporação.

Figura 3. Tipos de berços aquecidos: (1) recém-nascido desprotegido, perde calor por condução, convecção, evaporação e radiação; (2) Um aquecedor radiante elimina as perdas por radiação e condução, mas não a causada por convecção e evaporação.

Componentes do Berço Aquecido



1. Sistema de calor radiante com iluminação auxiliar.
2. Sistema de monitor autotermostático.
3. Prateleiras auxiliares giratórias para monitores, bombas de infusão, etc.
4. Cama de leito hidráulico radiotransparente.
5. Prateleira auxiliar para acessórios.
6. Parachoque frontal.
7. Suporte de soro.
8. Módulo de reanimação completo.

Figura 4. Dois modelos de berços aquecidos da FANEM.

Na figura 4 são mostrados dois modelos de berços aquecidos da FANEM, e são indicados os componentes do modelo mais completo.

Berços aquecidos tipicamente consistem em:

- Uma unidade de aquecimento;
- Um sensor de temperatura da pele do recém-nascido;
- Uma unidade de controle automática;
- Alarmes visuais e sonoros.

Os modelos que não trabalham no modo manual em vez do modo automático, incluem além da unidade de aquecimento, um "timer" para limitar o tempo de aquecimento, uma chave para liberar potência ao aquecedor e alarmes.

Normalmente, os modelos que operam automaticamente também permitem selecionar modo manual de operação.

Os elementos de aquecimento podem ser tubos de quartzo ou lâmpadas incandescentes, que são fontes de energia de faixa larga, que geram energia radiante na faixa distante de infra-vermelho (IR de "infra-red", em inglês), com comprimentos de onda maiores que 3mm (3×10^{-6}m), para evitar a ocorrência de lesões nas retinas e nas córneas dos Recém-nascidos. A energia radiante também é limitada para prevenir danos térmicos ao bebê (superaquecimento).

As mudanças na pele do recém-nascido são medidas pelo sensor de temperatura da pele do recém-nascido que realimenta o controle automático (servo), de modo que a unidade de aquecimento é ligada e desligada, para manter a temperatura da pele do recém-nascido dentro de uma faixa limitada de valores. O sensor, geralmente, consiste em um termistor (elemento cuja resistência elétrica varia com a temperatura de maneira conhecida) e é aplicado na região do abdomen ou de outra área do corpo do recém-nascido exposta ao calor radiante.

A energia radiante aquece a superfície do corpo do recém-nascido e provoca um aumento do fluxo sangüíneo. Os tecidos aquecidos da superfície do corpo do recém-nascido perdem calor para o sangue (mais frio) por condução e convecção, levando o calor para todas as regiões do corpo.

O controlador automático pode ligar e desligar toda a potência que alimenta o aquecedor, ou atuar no modo proporcional, o mais utilizado. No sistema proporcional, a quantidade de potência aplicada ao aquecedor é proporcional à diferença entre a temperatura real na pele do recém-nascido e a temperatura desejada. Isto significa que a quantidade de potência decresce à medida que a temperatura se aproxima do valor desejado, uma característica importante para se ter um controle mais preciso da temperatura. Na figura 5 é mostrado o diagrama em blocos de um controlador proporcional. A temperatura na pele do recém-nascido altera a resistência elétrica de termistor (sensor de temperatura) que é comparada à resistência de um resistor fixo (que representa a temperatura desejada). Se a temperatura na pele do recém-nascido for menor do que a temperatura desejada, a potência elétrica é aplicada ao aquecedor para corrigir esta diferença.

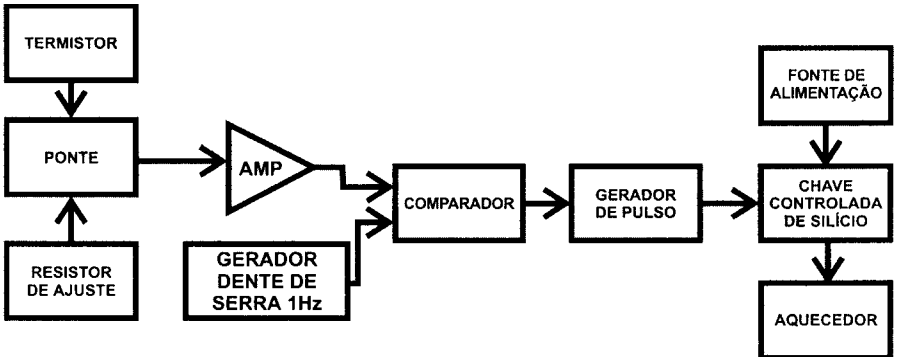


Figura 5. Controlador de temperatura proporcional: utiliza um termistor num dos braços de uma ponte resistiva, com o resistor de ajuste do valor desejado em outro braço da ponte. A saída da ponte é amplificada, e a tensão resultante é proporcional à diferença de temperatura entre o termistor e o resistor de ajuste.

A maioria dos berços aquecidos operados manualmente possui um "timer" (temporizador) automático e uma chave de potência, acionada manualmente pelo operador, que faz o aquecedor fornecer um nível constante de calor pelo período de tempo selecionado. Na maioria dos modelos o alarme é acionado ao final do período programado, alertando o operador para verificar as condições do recém-nascido e reprogramar o berço aquecido. Se o temporizador não for reiniciado pelo operador imediatamente após o alarme soar, o aquecedor continuará em funcionamento por mais alguns minutos (3 a 5 minutos) e eventualmente desligará, mas o alarme permanecerá acionado até que seja reiniciado manualmente. Alguns modelos não possuem alarme, e o aquecedor é automaticamente desligado após o final do período de tempo programado no temporizador.

Unidades com controles manuais não devem ser utilizadas, a não ser, por períodos curtos de tempo, e sob supervisão constante, devido ao perigo de super e sub aquecimento do recém-nascido.

Existem também unidades que aquecem o recém-nascido não por energia radiante, mas por fluxo de ar convectivo, fazendo circular ar aquecido sobre a pele do recém-nascido. O calor é então absorvido pelo corpo do recém-nascido numa maneira semelhante à da energia radiante. Neste caso, a unidade de aquecimento consiste num aquecedor e num ventilador que joga o ar aquecido sobre o recém-nascido. A temperatura do aquecedor é mantida por controle

automático realimentado pela temperatura da pele do recém-nascido. O alarme é acionado caso a diferença entre as temperaturas desejada e medida for maior que 1°C.

Normalmente os modelos de berço aquecidos possuem alarmes para:

- Temperatura elevada ou muito baixa da pele do recém-nascido e do ar;
- Mau funcionamento do sensor de temperatura;
- Falha de alimentação elétrica.

Como já foi explicado, deve haver um alarme para o temporizador, quando for utilizado o modo manual de controle de temperatura, ao invés do automático.

Modelos mais caros e complexos incluem ajustes especiais de freqüência e tom dos alarmes sonoros, bem como capacidade de autoteste, capaz de verificar mal-funcionamento de partes eletrônicas.

Configurações de berços aquecidos

Os berços aquecidos podem ser encontrados em 4 configurações:

- Móvel ("freestanding"), projetada para permitir mobilidade e suporte térmico contínuo ao recém-nascido em berços convencionais, durante procedimentos de diagnóstico ou de terapia (figura 8 a);
- Integral ("integral bassinet"), permite suporte térmico integral ao recém-nascido doente (figura 6) e ainda pode funcionar como uma plataforma de ressuscitação na sala de parto ou de cirurgia, como a unidade de UTI da FANEM mostrada na figura 7;
- Destacável ("detachable"), com berço e unidade de aquecimento separadas. É basicamente uma unidade de aquecimento móvel que pode ser montada num berço opcional;
- Com aquecedor montado na parede ou no teto (figura 8 b), acima do berço ("wall or ceiling mounted"). Podem incluir braços móveis para posicionamento do aquecedor.

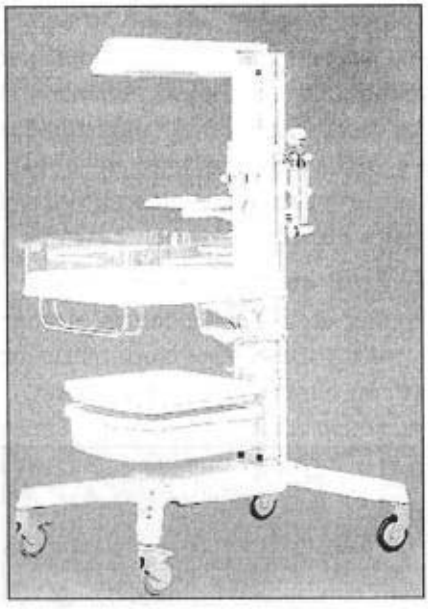


Figura 6. Berço aquecido integral.

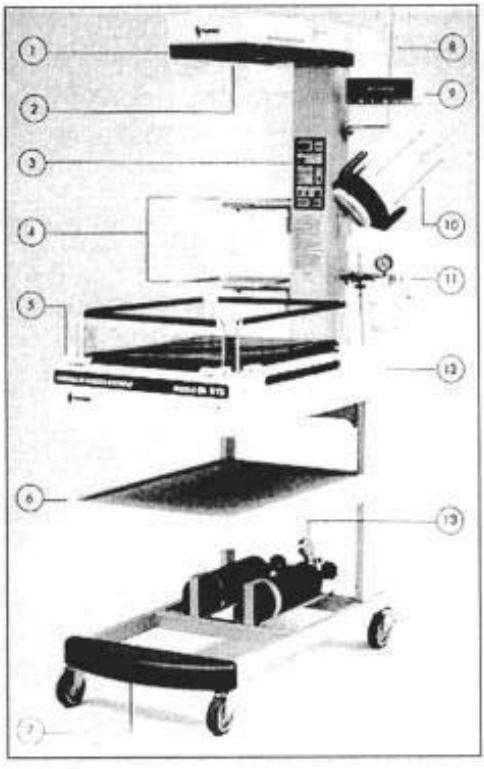
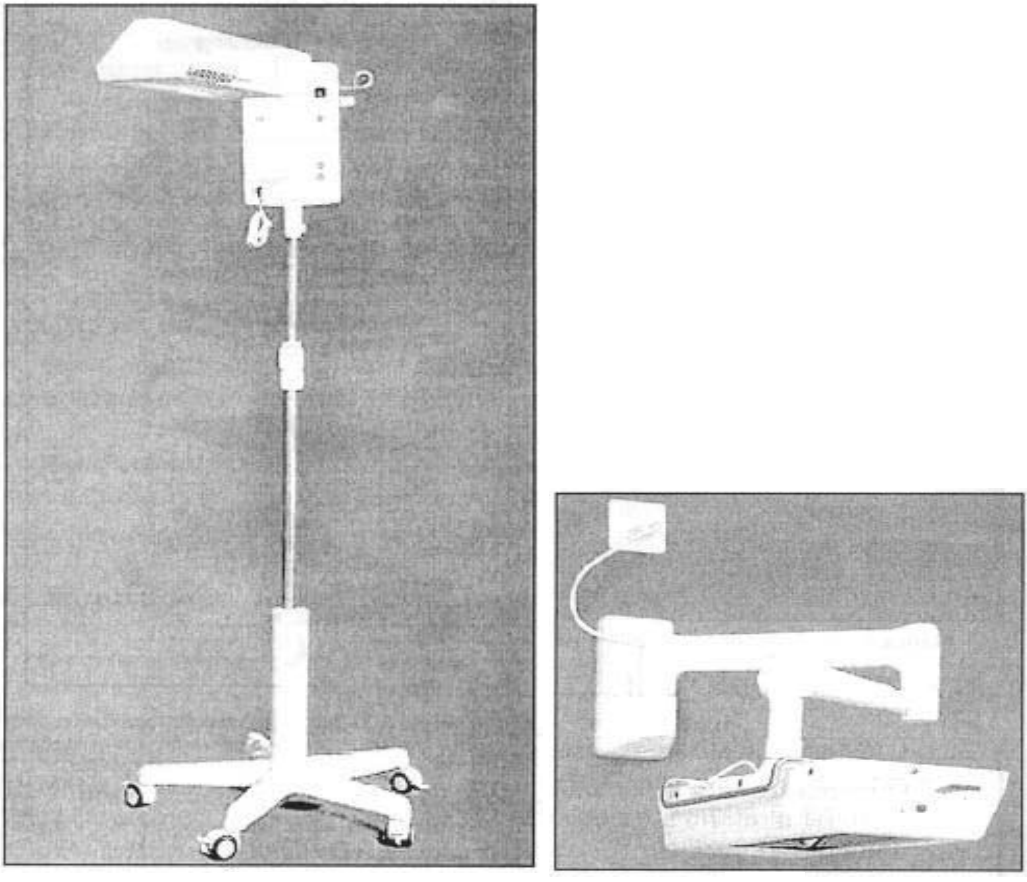


Figura 7. Berço aquecido integral, que pode funcionar como plataforma de ressuscitação e seus principais componentes (unidade de UTI fabricado pela FANEM).

1. Sistema de calor irradiante, sistema giratório para uso com raio-x
2. Iluminação auxiliar
3. Sistema de monitor autotermostático
4. Prateleiras auxiliares giratórias para monitores, bombas de infusão, etc.
5. Cama de leito hidráulico radiotransparente.
6. Prateleira auxiliar para acessórios
7. Parachoque frontal
8. Suporte de soro
9. Balança neonatal
10. Fototerapia halógena
11. Módulo de reanimação completo
12. Conjunto de tomadas auxiliares (base posterior da coluna)
13. Sistema de oxigênio



(a) (b)

Figura 8. Sistemas de calor radiante móvel (a) e montado na parede (b).

RISCOS ASSOCIADOS AO USO DO BERÇO AQUECIDO

O aquecimento por energia radiante é uma maneira ineficiente de transferência de energia, havendo a possibilidade de ocorrer hipertermia, resultando em lesões cerebrais, queimaduras de pele e morte. Não foram raros os relatos de ocorrências de hipertermia, mas o desenvolvimento da tecnologia contribui para reduzir significativamente o número e a severidade de tais acontecimentos nos últimos anos.

A perda de calor por evaporação é muito acentuada em neonatos prematuros (de baixo peso), que necessitam de níveis elevados de aquecimento. Nestes pacientes deve haver o cuidado de prevenir desidratação através de aplicação de soro. Em alguns casos, um cobertor plástico é utilizado para reduzir a perda de calor por convecção e evaporação, mas aumentando o risco de hipertermia e de incidentes graves, principalmente se o sensor de pele soltar-se do corpo do recém-nascido e fixar-se no cobertor plástico.

Como o berço aquecido não mantém o recém-nascido num ambiente fechado, o ar condicionado da enfermaria/berçário provoca perda de calor por convecção, que pode reduzir a temperatura do recém-nascido (hipotermia).

Quando há a necessidade de monitorar o volume de urina excretada com precisão, para controlar os balanços eletrolítico e hídrico de neonatos doentes, ocorrem dificuldades devido à evaporação da urina (em fraldas regulares abertas) causada pelo aquecimento radiante.

Outros problemas com a utilização de berços aquecidos incluem falhas de componentes da unidade:

- Defeitos mecânicos no suporte do aquecedor podem colocar o RN em contato com superfícies muito aquecidas ou podem expor o RN a objetos que caiam sobre o colchão.
- Falhas nos circuitos eletrônicos podem provocar curto-circuitos e até incêndios, pois há muito material inflamável nas proximidades do RN (oxigênio, fraldas, roupas). As falhas comumente são provocadas por pedaços de metal que se alojam nas placas dos circuitos, bem como restos de solda que se desprendem do chassis, por exemplo, e uso de fluxo de solda contaminado.

CONSIDERAÇÕES SOBRE MANUTENÇÃO

As falhas de componentes mecânicos e, ou eletrônicos foram brevemente abordadas no item anterior. Inspeções periódicas e a realização de manutenção preventivas, bem como a utilização de partes escamoteáveis e acessórios de acordo com o indicado pelo fabricante, podem reduzir grandemente a ocorrência destas falhas.

Os procedimentos de inspeção periódica e de manutenção preventiva são indicados pelo fabricante do berço aquecido e qualquer destes procedimentos só deve ser realizado por pessoal especializado e após a leitura atenta dos manuais de serviço e de instruções, fornecidos pelo fabricante.

Os "check lists", indicados pelo Health Devices Inspection and Preventive Maintenance System (ECRI, 1995), para Inspeção e Manutenção Preventiva de berços aquecidos serão mostrados adiante como exemplo destes procedimentos.

Cada unidade assistencial de saúde deve estabelecer seus próprios procedimentos, de acordo com o número e a diversidade de modelos de berços aquecidos que possui, além das recomendações dos fabricantes. Para reduzir tempo e custos com a manutenção preventiva e, ou corretiva, além de manter em estoque um número reduzido de peças e, ou partes, de reposição e também para facilitar o treinamento do pessoal que atua na área de saúde, é recomendável a padronização de modelos e marcas, sempre que possível.

"Check list" de Inspeção Periódica

Testes Qualitativos

Exame externo das condições do local de instalação, do chassis, e do berço: Verificação da limpeza da unidade de controle, se os displays estão legíveis e se não há fitas adesivas ou resíduos colados.

Suporte: Se o berço aquecido for montado de modo integral ou destacável, verificar as condições da montagem. Se for fixado na parede ou no teto, verificar as condições de segurança da fixação. Se estes últimos permitirem movimentação e rotação, verificar a excursão total permitida e se o dispositivo fica estável nos pontos em que deve permanecer imóvel.

Rodas e freios: Verificar as condições de funcionamento de rodas e breques. Buscar acumulação de pó e sujeira ao redor das rodas e certificar se as mesmas estão rolando apropriadamente.

"Plugs" e tomadas de alimentação elétricas: Verificar a integridade de plugs e tomadas, buscando algum dano. Chacoalhar os plugs verificando se há presença de sons indicativos de partes soltas. Se necessário, abrir o plug e inspecioná-lo. Verificar o estado dos pinos, que devem ter aparência brilhante

e estar alinhados corretamente. Se o berço aquecido possuir tomadas elétricas, inserir um plug em boas condições em cada uma, e veirificar se o mesmo se mantém firmemente posicionado. Caso as tomadas sejam usadas freqüentemente, realizar inspeção completa das mesmas.

Cabos de alimentação: Verificar pontos descascados e, ou partidos no cabo. Substituir os cabos sempre que for verificado algum dano nos mesmos.

Cabos de sensores e controle remoto: Verificar pontos descascados e, ou partidos nos cabos, bem como seus conectores, para prevenir mal contato e que os cabos rotacionem e se soltem.

Fusíveis: Verificar se os fusíveis colocados no equipamento coincidem em modelo e valor com o que é especificado pelo fabricante. Certificar se há um fusível extra para troca eventual.

Sensores: Examinar cuidadosamente as condições dos sensores (geralmente termistores para medir temperatura da pele do recém-nascido e do ar), e em caso de haver mais de um modelo e, ou marca no hospital, certificar que os sensores estão apropriadamente identificados para evitar trocas. Substituir as unidades que apresentarem rupturas ou sinais de deterioração.

Controles e chaves: Inspecionar chaves e controles móveis e inspecionar suas posições iniciais, para restaurá-las após a inspeção. Posições anormais, como fim de curso, devem ser relatadas para verificar possíveis utilizações impróprias.

Unidade de aquecimento: Se o elemento de aquecimento é um lâmpada, checar se sua potência e tipo são apropriadas. Verificar se os filtros e lentes metalizadas, colocadas na frente da lâmpada não apresentam rachaduras e arranhões. Verificar se não há resíduos e partículas que possam cair sobre o paciente durante movimentação do elemento aquecedor. Ligar a unidade de aquecimento e verificar seu funcionamento.

Bateria e carregador de bateria: Inspecionar as condições físicas da baterias e conectores. Operar o equipamento com alimentação através da bateria por alguns minutos para verificar se está carregada e se não perde a carga rapidamente. Medir a tensão de saída da bateria. Checar as condições do recarregador. Ao substituir a bateria, rotular a data da troca.

Indicadores/displays: Durante a realização da inspeção, confirmar o funcionamento de todas as luzes, indicadores e saídas visuais do equipamento, e verificar se todos os segmentos do display funcionam.

Auto-teste: Se o modelo dispõe deste recurso, verificar seu funcionamento.

Alarmes: Operar o equipamento forçando situações de acionamento dos alarmes visuais e sonoros.

Sinais sonoros: Confirmar volume e ocorrência de todos os sinais sonoros gerados pelo equipamento.

Rótulos e avisos: É essencial que os berços aquecidos possuam rótulos bem visíveis alertando do perigo de ocorrer queimaduras e outras lesões provocadas pelo mau uso do equipamento, e que a temperatura do recém-nascido deve ser conferida pelo menos a cada 15 minutos.

Berço e colchão: Verificar as condições do berço (geralmente de acrílico), se não há partes empenadas e se as laterais podem ser abaixadas e levantadas rapidamente. Se a altura do colchão é ajustável, checar se a movimentação ocorre suavemente e se as travas funcionam corretamente. Checar a limpeza.

Acessórios: Inspecionar posição, estado de funcionamento e estado geral de luzes de exame, lâmpadas de fototerapia, cilindros de oxigênio e fluxômetros. Ressuscitadores e aspiradores possuem procedimentos separados e próprios após cada utilização.

Testes quantitativos

Resistência de aterramento: Utilizando um ohmímetro com resolução de frações de ohms ou um analizador de segurança elétrica, medir a impedância elétrica entre o pino de terra do cabo de alimentação e uma parte metálica exposta (não-nodizada e sem pintura). Verificar que as várias sessões do equipamento estejam aterradas (o valor da impedância deve ser menor que 0,5 Ohm).

Corrente de fuga: Medir as correntes de fuga no chassis, nos sensores que são ligados ao paciente e nos acessórios, em todos os modos de operação. A corrente de fuga do chassis nunca deve ultrapassar 300 micro Ampéres.

Precisão da temperatura: Neste teste, realizado com o simulador de sensores, é checada a precisão das medidas obtidas com os sensores de temperatura e

do circuito de controle do aquecedor. Caso não se disponha de simulador de sensores, pode-se utilizar um termômetro de calibração.

Precisão dos alarmes: Este teste pode ser relizado com o simulador de sensores, ou colocando-se o sensor em um banho de água a 37°C, e logo após, aproximando-se o sensor da lâmpada do aquecedor, ou mergulhando-o num copo com gelo, para medir os limites de temperatura superior e inferior em que o alarme é disparado. Os valores obtidos devem ser no máximo 0,5°C diferentes dos valores indicados pelo fabricante.

"Check list" de Manutenção Preventiva

- Limpeza interior e exterior, ventiladores, refletores, lentes, unidade de aquecimento.
- Calibração, se necessário.
- Substituição da bateria, se necessário.

Instrumentos necessários

- Ohmímetro para medir impedância de aterramento.

Medidor de corrente de fuga ou analisador de segurança elétrica.

- Simulador de sensores de paciente, capaz de simular uma faixa de temperaturas e situações de sensor em de curto-circuito e em circuito aberto (desconectado).
- Termômetro de calibração, com precisão de pelo menos +/- 0,3°C na faixa de temperaturas entre 30°C e 45°C.
- Banho-maria com temperatura controlada.

Normas sobre Berço Aquecido

A seguir estão listadas as normas sobre Berço Aquecido mais utilizadas:

- Association for the Advancement of Medical Instrumentation. Infant radiant warmers [draft standard]. II52-D-006-MM. 1995;
- British Standards Institution. Specification for servo-controlled impact radiant warmers [standard]. BS 5724:Section 2.25. 1988;

- International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment – part 1: general require-ments for safety [standard]. IEC 60601-1 (1988-12). 1988;
- Medical electrical equipment – part 2: particular requirements for the safety of infant radiant warm-ers [standard]. IEC 60601-2-21 (1994-02). 1994;
- Medical electrical equipment – part 2: particular requirements for the safety of infant radiant warmers. Amendment 1 [standard]. IEC 60601-2-21-am1 (1996-10). 1996.

BIBLIOGRAFIA

WEBSTER, J.G. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** v.3, John Wiley & Sons, 1988.

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation,** 3 ed. John Wiley & Sons, 1998.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 601 - 2 - 19:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de incubadoras para recém-nascidos (RN). ABNT. 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 601 - 2 - 20:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de incubadoras de transporte para recém-nascidos (RN). ABNT. 1997.

Compton's Encyclopedia. Disponível em: http://www.optonline.com Acessado em: 15 jul. 2002.

KORONES, S. B. **High-risk newborn infants.** The basis for intensive nursing care. St. Louis: The C. V. Mosby Company. 1986.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Incubators, Infant, Mobile; Transport.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Warmers, Radiant, Infant, Mobile; Stationary.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

CAPÍTULO 6

DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 249

HISTÓRICO 251

DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES 251

Diagrama em blocos 252
Tipos de equipamentos 259

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 263

Cuidados especiai 263
Inspeções qualitativas 264
Testes quantitativos 265
Normas técnicas aplicáveis 266
Manutenção preventiva 266
Instrumentos de teste 267

INTRODUÇÃO

A cardioversão e a desfibrilação elétricas são procedimentos terapêuticos que visam à reversão das arritmias cardíacas pela aplicação de um pulso de corrente elétrica de grande amplitude num curto período de tempo. Ao atravessar o coração, esta corrente força uma contração simultânea das fibras cardíacas, possibilitando o restabelecimento de um ritmo normal.

O coração é um órgão contrátil oco, cuja principal função é bombear o sangue, mantendo-o em circulação permanente por todo o corpo. Suas paredes são constituídas essencialmente por músculos (o miocárdio), que formam quatro câmaras contráteis: os átrios (esquerdo e direito) e os ventrículos (esquerdo e direito). Átrios e ventrículos de um mesmo lado se comunicam através de válvulas, de modo que o sangue é bombeado sempre em um único sentido (entra pelos átrios e sai pelos ventrículos). As câmaras da direita e da esquerda não têm comunicação direta, formando duas bombas independentes e com bombeamento síncrono. O "coração direito" bombeia para os pulmões o sangue que retorna dos diversos órgãos e o "coração esquerdo" bombeia o sangue que vem dos pulmões para todos os órgãos do corpo, inclusive o próprio coração.

Assim como outras fibras musculares, as fibras que compõem o miocárdio contraem-se em decorrência de estímulos externos, em particular estímulos elétricos. Nas contrações normais, este estímulo inicial aparece na região do átrio direito chamada nódulo sino-atrial (SA), que é o marca-passo natural do coração, propaga-se por um caminho bem determinado através do miocárdio, resultando em uma contração ordenada, primeiro dos átrios e em seguida dos ventrículos, que garantem um bombeamento eficiente do sangue.

Diversas situações podem induzir um funcionamento anormal do coração, levando a um conjunto de patologias conhecido por arritmias (situações em que o ritmo das contrações cardíacas é perturbado ou mesmo interrompido). Dentre estas, a mais grave é a fibrilação, caracterizada por uma perda de sincronismo nas contrações do miocárdio, resultando em contrações desordenadas das fibras, impossibilitando o

bombeamento do sangue. Se a fibrilação se instalar nos átrios, não há um risco imediato de vida para o paciente (uma vez que não há um comprometimento obrigatório dos ventrículos), mas a frequência cardíaca elevada reduz a eficiência do bombeamento, levando a uma insuficiência cardíaca. A reversão pode ser feita com drogas que reduzem a excitabilidade das fibras do miocárdio.

Já a fibrilação ventricular é uma condição de emergência, pois a ausência de bombeamento do sangue resulta em perda de débito cardíaco (fluxo de sangue circulante) e redução drástica na pressão sangüínea, podendo levar à morte em poucos minutos. A fibrilação ventricular pode ser causada por distúrbios na condutividade das fibras cardíacas (hiperexcitabilidade, isquemia resultante de infarto), ou acidentes (choques elétricos, intoxicação por determinadas drogas, etc.). A fibrilação é diagnosticada por ausência de pulso arterial e pela substituição do traçado do ECG (eletrocardiograma) por uma forma de onda flutuante de alta freqüência, ou onda de fibrilação. Raramente a fibrilação ventricular é revertida espontaneamente, o que exige ação imediata da equipe médica, com equipamento adequado e operacional. Quanto mais rápida for a desfibrilação, maiores as chances de sobrevivência do paciente; para cada minuto que passa depois de instalada a fibrilação ventricular, a probabilidade de sobrevivência cai em 10%.

A aplicação de um pulso de corrente elétrica que atravessa o coração promove a despolarização (contração) de uma grande quantidade de fibras ventriculares que estavam repolarizadas (relaxadas) e prolonga a contração das que já estavam contraídas. Se uma certa massa crítica (75% a 90%) das fibras responderem simultaneamente a esta contração forçada, quando retornarem ao estado de repouso estarão em condições de responder ao marca-passo natural e com o sincronismo, o bombeamento é restabelecido.

HISTÓRICO

1936: Ferrie realizou desfibrilação transtorácica em carneiros usando corrente alternada diretamente da rede de alimentação;

1947: Beck relatou a 1ª desfibrilação em ser humano bem sucedida, também com aplicação direta de corrente alternada (60 Hz) durante cirurgia;

1956: Zoll desenvolveu o primeiro desfibrilador de corrente alternada com aplicação clínica;

1961: Lown foi o responsável pela 1ª desfibrilação usando pulso de corrente contínua sincronizado com o ECG (cardioversão);

1967: Pantridge e Geddes relataram o aumento da sobrevivência de pacientes acometidos por parada cardíaca, atendidos fora do hospital por unidade móvel equipada com desfibrilador alimentado com bateria;

1970: Advento dos desfibriladores externos com detecção automática de fibrilação ventricular;

Década de 80: Primeiro desfibrilador interno automático implantado em ser humano;

Década de 90: Desfibriladores ou cardioversores portáteis computadorizados com programas que analisam a atividade elétrica cardíaca detectam e classificam arritmias, orientam o operador em todos os passos da desfibrilação, para uso doméstico (home care).

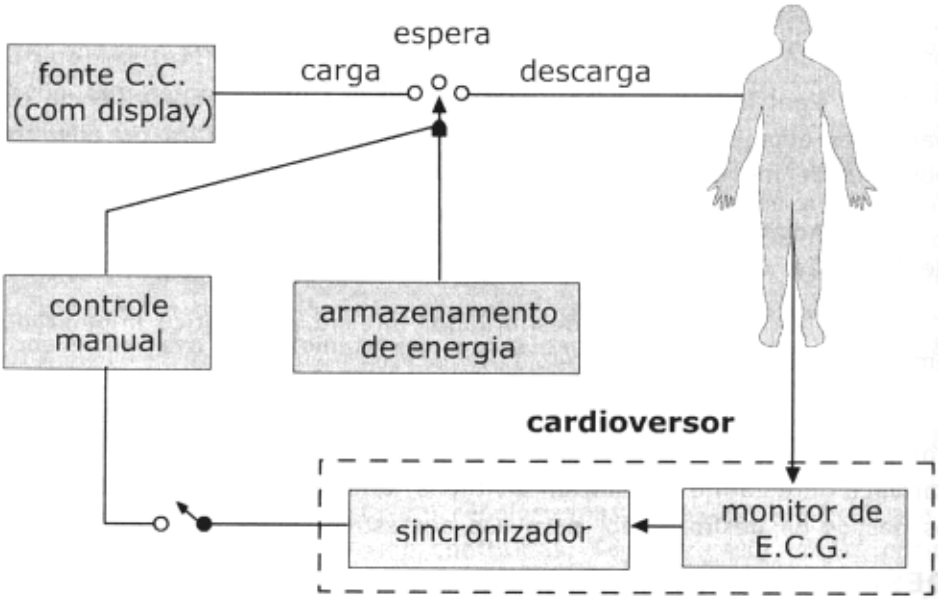
DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

Desfibriladores são equipamentos eletrônicos portáteis destinados a gerar e aplicar pulsos intensos e breves de corrente elétrica na musculatura cardíaca (diretamente, no caso de cirurgia de peito aberto, ou indiretamente, através do tórax), com o objetivo de reverter arritmias.

Nos cardioversores existem também circuitos capazes de detectar a atividade elétrica do coração e sincronizar a aplicação do pulso desfibrilatório com a onda R do ECG (caso a atividade elétrica esteja

ainda minimamente preservada), de modo que a aplicação deve ocorrer em até 30 ms após a onda R. Esta precaução tem por objetivo evitar que o pulso desfibrilatório seja aplicado no momento em que a maioria das fibras está se repolarizando (relaxando), pois um estímulo à contração neste instante poderia induzir à perda do sincronismo entre as fibras e levar a uma fibrilação ventricular. A cardioversão é utilizada principalmente em arritmias menos severas e em fibrilações atriais.

Diagrama em blocos



Desfibriladores e cardioversores têm como princípio de funcionamento básico o armazenamento de energia elétrica em um capacitor e a manutenção desta condição de carga, bem como a descarga no paciente quando determinado pelo operador. No caso dos cardioversores, o instante da descarga depende também do momento em que se encontra a contração dos ventrículos, detectada através de monitoramento do ECG.

Carga de energia: durante o período de carga (de no máximo 10 s), o equipamento armazena energia, da rede ou de baterias. O início da carga é comandado normalmente por um botão localizado no painel e, ou nas pás de aplicação do pulso desfibrilatório. A quantidade de energia armazenada é medida em Joules (1 J = 1 W.s) e normalmente os equipamentos dispõem de um indicador visual e, ou audível do nível da carga, informando ao operador que o equipamento está pronto para a descarga.

Descarga: a descarga de energia corresponde à aplicação da corrente no paciente através das pás. A descarga é normalmente comandada pelo operador do equipamento através de botões em ambas as pás (mais comum), ou por um botão localizado no painel. A descarga também ocorre automaticamente dentro do equipamento (não no paciente), quando o tempo máximo de manutenção da carga é excedido sem que seja aplicada no paciente, entre 45 s e 60 s, dependendo do modelo. A *American Heart Association* recomenda começar a desfibrilação transtorácica com uma descarga de 200 J e não exceder 360 J. Em descargas internas, aplicadas diretamente no coração, os equipamentos são projetados para limitar a energia em 50 J, para evitar maiores danos ao miocárdio.

Fonte de alimentação: é responsável pelo fornecimento de energia (corrente contínua - C.C.) ao circuito armazenador e aos demais circuitos do equipamento. Pode-se utilizar a rede elétrica ou baterias. No caso de uso de baterias, deve haver um circuito testador do nível de carga das baterias e equipamento para recarregá-las.

Armazenamento de energia: Nos equipamentos atuais o armazenamento de energia elétrica é feito com um capacitor, normalmente não polarizado, com dielétrico de filme plástico (não são usados capacitores eletrolíticos). As tensões de carga variam de 2 kV a 7 kV, dependendo do valor do capacitor e do nível de carga requerido.

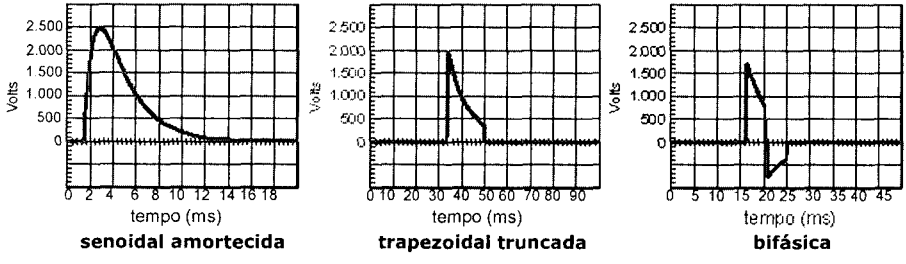
Controle: através dos circuitos de controle se faz o ajuste da carga que será aplicada ao paciente, ajustando-se o nível de tensão de carga do capacitor. Após o comando de *CARGA* e antes do comando de *DESCARGA,* o equipamento permanece no estado de *ESPERA* ou *"stand by".*

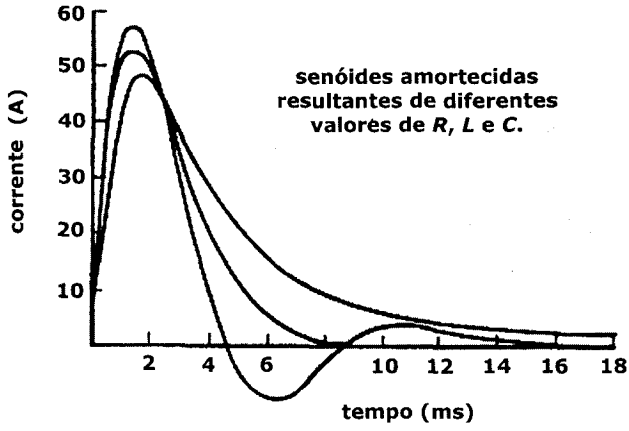
Sincronizador e monitor de ECG: para que a aplicação do pulso desfibrilatório se dê no instante adequado (e com isso se evite que uma arritmia mais simples evolua para uma fibrilação ventricular), o cardioversor deve possuir circuitos que o permitam monitorar a atividade elétrica do coração e inibir a aplicação da descarga se o momento não for adequado:

– O monitor capta o sinal de ECG através de eletrodos convencionais ou através das próprias pás do cardioversor (mais comum);

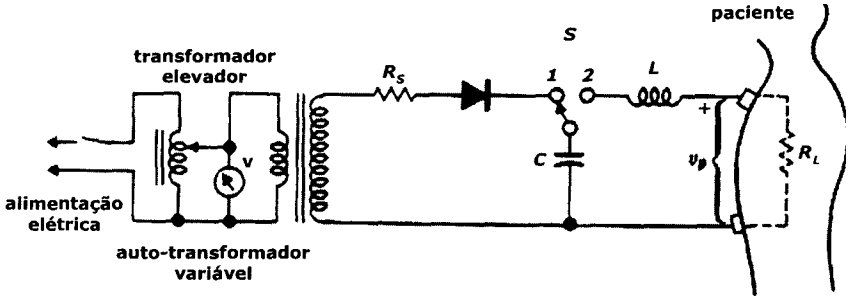
– O sincronizador é um circuito que detecta a onda R do ECG (momento de contração dos ventrículos ou sístole) e libera a descarga desfibrilatória solicitada pelo operador logo após esta detecção, em um intervalo de tempo inferior a 30 ms.

Circuitos geradores de pulso: As formas de onda desfibrilatória mais utilizadas atualmente são a senoidal amortecida e onda bifásica. A trapezoidal truncada está sendo abandonada pelos fabricantes por sua menor eficácia. No primeiro caso, o pulso é obtido quando a descarga do capacitor (C) se dá através de um indutor (L) interno ao equipamento e da resistência (R) do peito ou do coração do paciente, caracterizando um circuito de descarga *RLC* série. A forma de onda resultante decorre da definição dos valores destes componentes. Os dois outros tipos de pulso requerem eletrônica mais complexa para chavear ("recortar") a corrente no tempo.





Os desfibriladores mais modernos utilizam principalmente a onda bifásica (quando a corrente flui pelo coração em um sentido e depois no inverso, antes de se extinguir), que é uma evolução da senóide amortecida (figura acima). Para esta nova forma, os equipamentos são menores, requerem baterias menores e menos manutenção. Além disso, estudos mostram que pacientes recebendo pulsos bifásicos com menor energia apresentam um ritmo cardíaco pós-desfibrilação mais normal do que os que receberam pulsos monofásicos de maior energia.



Neste circuito, um transformador elevador e um retificador são usados para carregar o capacitor ***C***. A carga do capacitor é determinada pela tensão no autotransformador variável no circuito primário. O resistor série ***RS*** limita a corrente de carga, protegendo os componentes deste circuito e define a constante de tempo de carga ***RS*** **C** (normalmente > 2 s).

Quando o operador dá o comando de disparo, a chave ***S*** é levada à posição 2 (*DESCARGA*), o capacitor é descarregado através do indutor ***L*** e da resistência ***R*****L** do peito do paciente. Esta chave pode ser constituída por um relé, normalmente blindado e preenchido com gás isolante (em função das altas tensões envolvidas) ou um dispositivo de ionização gasosa do tipo *Tyratron,* ou ainda um dispositivo de estado sólido, tipo SCR.

Uma vez completada a descarga, a chave volta para a posição 1 (*CARGA*) ou para a posição de *ESPERA* (não indicada nesta figura) e o processo pode ser repetido se necessário.

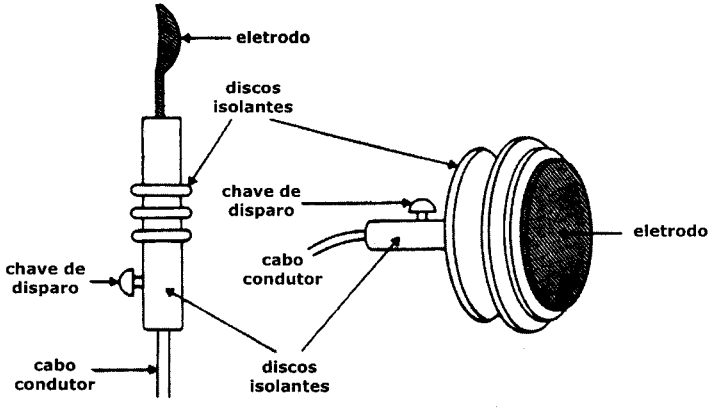
A energia armazenada no capacitor não é necessariamente igual à energia entregue ao paciente durante a desfibrilação porque ocorrem perdas no circuito de descarga e nos eletrodos, principalmente na interface eletrodo-pele. Os equipamentos comerciais devem especificar a energia que seria entregue a uma carga resistiva de 50 W, que simula a impedância do paciente.

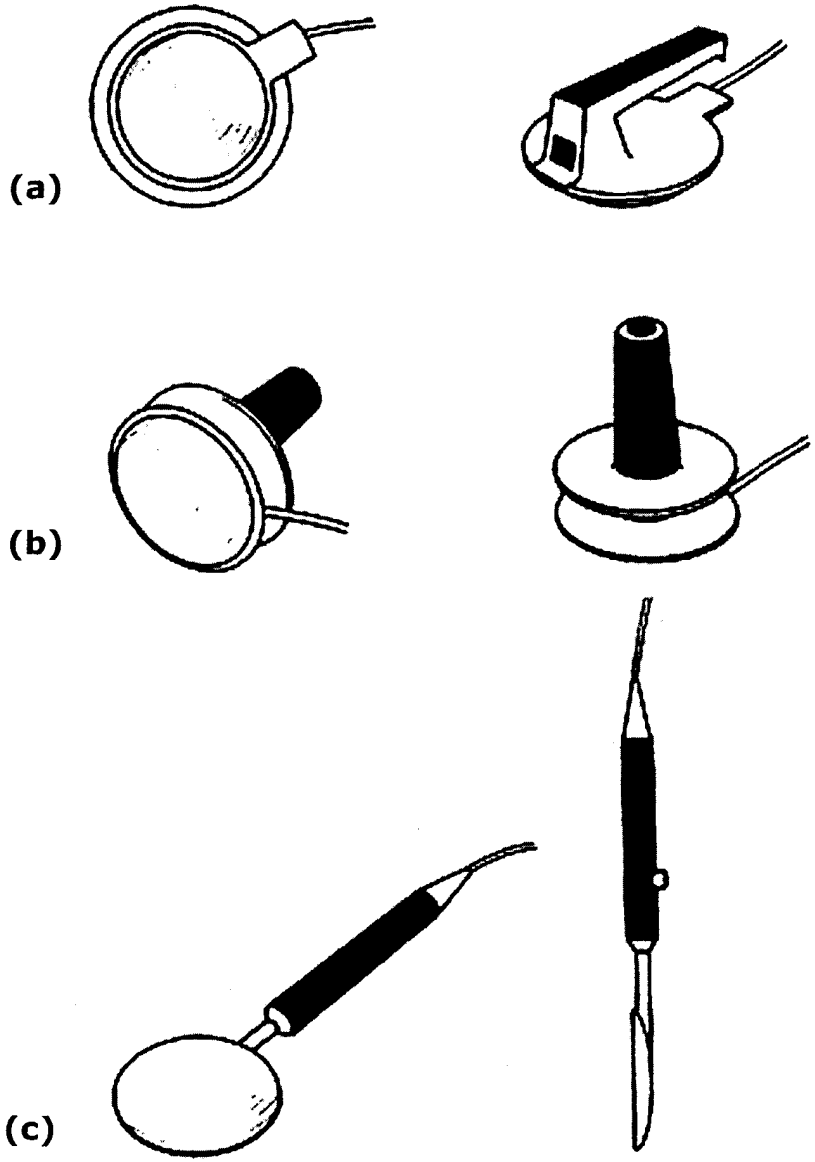
Pás/eletrodos: A aplicação da descarga desfibrilatória no paciente é feita através de eletrodos auto-aderentes à pele, ou pás metálicas e adequadamente isoladas para proteger o operador (mais comum). Os aspectos construtivos variam bastante segundo os fabricantes, mas normalmente as superfícies de contato com a pele são discos de aço inox de 8 a 13 cm de diâmetro para adultos (5 a 8 cm para uso pediátrico) e com chaves para o acionamento da descarga (veja figuras abaixo).

No caso de pás para desfibrilação interna, o diâmetro varia de 4 a 8 cm e as superfícies são côncavas, lembrando colheres com cabos longos e isolantes, para facilitar seu uso na cavidade torácica.

Em ambos os casos, é importante assegurar um bom contato entre as superfícies (eletrodos e paciente) para evitar que parte da energia seja dissipada nesta interface (provocando queimaduras na pele) e deixe de atravessar o miocárdio. No caso de descarga transtorácica, o ideal é aplicar um gel condutivo nas pás e apoiá-las firmemente contra o peito do paciente.

No caso de desfibriladores automáticos, geralmente são utilizados eletrodos auto-aderentes descartáveis. Estes eletrodos já vêm com o gel condutivo e dispensam a pressão sobre o paciente. Servem também como eletrodos de captação da atividade elétrica cardíaca.



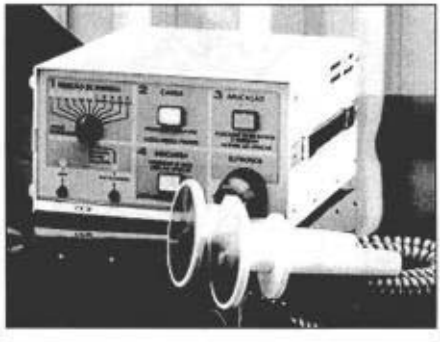

(a)
(b)
(c)

Tipos de equipamentos

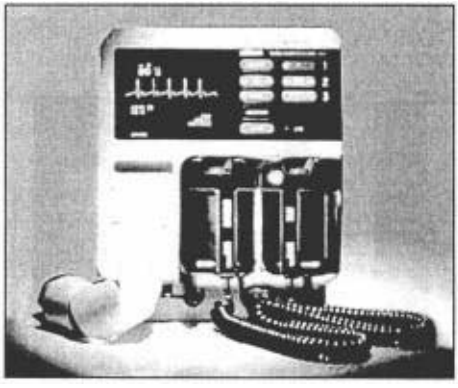
Todos os equipamentos de desfibrilação (e cardioversão) encontrados nos hospitais têm o mesmo propósito: aplicar uma descarga elétrica através do coração para restaurar o ritmo cardíaco a normalizar a atividade contrátil, no caso de arritmias severas. Existem, no entanto, diferenças construtivas e na utilização que são comentadas abaixo.

Desfibriladores externos manuais e semi-automáticos: Nos desfibriladores manuais, o operador deve interpretar o traçado do ECG (atividade elétrica do coração) e decidir se há ou não necessidade de pulso desfibrilatório e qual sua energia. Esta decisão pressupõe treinamento médico compatível com a responsabilidade. O equipamento apenas realiza a operação, de acordo com os ajustes do operador.

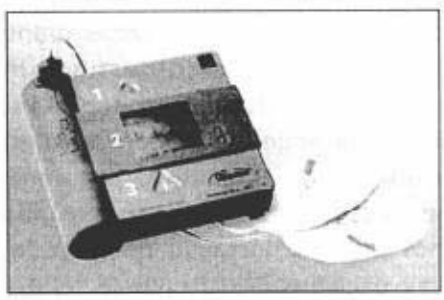
Seguem alguns exemplos:



No caso dos modelos semi-automáticos, os equipamentos possuem também uma forma de captar a atividade elétrica do coração (ECG), seja através das próprias pás de aplicação da descarga, seja através de comunicação com um monitor de ECG. Além disso, e mais importante, dispõem de um programa interno que interpreta o traçado do ECG e sugere ao operador condutas a seguir (através de uma tela, display alfanumérico ou síntese de voz). Estes equipamentos podem se operados por pessoas com menos treinamento que no caso acima (bombeiros, paramédicos) e, portanto, estarem disponíveis em locais de grande circulação de pessoas, como shopping centers, edifícios comerciais, escolas, etc.

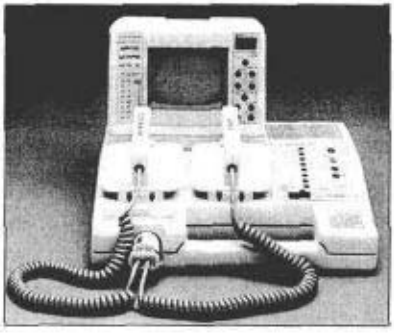


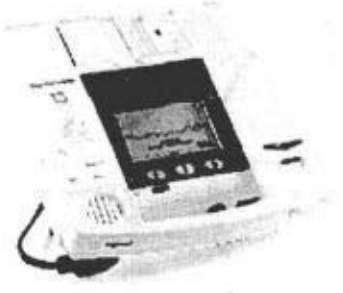
Desfibriladores externos automáticos: são uma evolução natural dos modelos acima e sua operação requer apenas que o usuário aplique os eletrodos no paciente e ative o equipamento. Este capta e analisa e atividade elétrica do coração e determina se o pulso desfibrilatório é necessário. Se sim, o equipamento automaticamente carrega e aplica a descarga. Este tipo de equipamento é voltado principalmente para pacientes com arritmias crônicas e para uso domiciliar.



Desfibriladores implantáveis: são dispositivos destinados à detecção e correção precoce de arritmias cardíacas (taquicardias ou fibrilação ventriculares). São implantados através de técnicas semelhantes às dos marca-passos cardíacos. Em função do contato direto com o miocárdio e da detecção precoce da arritmia, os níveis de energia empregados na desfibrilação são muito menores (0,5 a 30 J), fazendo com que baterias e capacitores sejam proporcionalmente menores que nos equipamentos de desfibrilação externa. Normalmente não se faz manutenção deste tipo de equipamento.

Cardioversores: são os modelos mais comuns atualmente nos hospitais. Além das operações realizadas pelos desfibriladores manuais ou semi-automáticos, permitem a aplicação de pulso desfibrilatório sincronizado com a onda R do ECG (no caso deste ser detectável). Geralmente estão associados com um monitor de ECG que apresenta o traçado em uma tela ou display e muitos modelos incorporam uma pequena impressora para registrar a seqüência de eventos em papel. Alguns modelos incorporam algoritmos de interpretação do traçado de ECG para auxiliar o operador nas suas decisões.





ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Desfibriladores e cardioversores são equipamentos predominantemente eletrônicos, portanto com poucas partes ou peças sujeitas a desgastes mecânicos ou desalinhamentos. As partes passíveis de avarias mecânicas são os cabos (que podem ser tracionados acidentalmente a ponto de terem a isolação danificada ou mesmo se romperem), relés de comutação (no caso de ser esta a tecnologia empregada) e, finalmente, a própria caixa do equipamento, que pode sofrer quedas (em função da utilização freqüente fora do ambiente hospitalar e em situações de emergência).

Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de bateria e de grandes capacitores pode representar risco de corrosão de partes mais delicadas. Os circuitos de alta-tensão também devem ser verificados, pois podem surgir rupturas nos isolantes, acúmulo de poeira e poluição condutiva, com conseqüente aumento nas correntes de fuga.

A frequência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção, conforme será visto abaixo. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto ao fabricante.

Cuidados especiais

As altas-tensões presentes nas pás dos desfibriladores são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca realize sozinho testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado;
- Nunca toque ou segure as partes condutivas das pás a menos que esteja seguro que o equipamento está desarmado (descarregado) ou, preferivelmente, desligado.
- Um desfibrilador deve sempre estar disponível para a equipe médica, mesmo durante os testes e inspeções. Procure então realizar os

testes e inspeções próximo à localização habitual dos equipamentos ou providencie outro equipamento com o qual a equipe médica esteja familiarizada.

- Os testes podem descarregar as baterias dos equipamentos. Providencie sempre baterias carregadas para substituir, se necessário.
- Nunca realize os testes e inspeções de todas as unidades ao mesmo tempo, para não deixar a equipe médica sem equipamentos no caso de uma emergência.

Inspeções qualitativas

Os itens abaixo devem ser verificados por inspeção visual e os resultados incluídos em uma planilha com o histórico do equipamento.

- Caixa, estojo, chassi, painel, tampa;
- Carrinho, suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação;
- Rodízios do carrinho (no caso de ser este o tipo de suporte);
- Cabo de alimentação, tomada, fixação mecânica do cabo, terminal de aterramento;
- Fusíveis, disjuntores do equipamento (p. ex: térmico), dispositivos de proteção de sobrecarga;
- Cabos de conexão com as pás, cabos de ECG e de sincronismo com o ECG e seus conectores;
- Pás e eletrodos (de todos os tamanhos);
- Chaves e controles (mesmo os redundantes, como chave no painel e nas pás);
- Bateria e seu carregador;
- Indicadores, mostradores luminosos, telas gráficas (de funcionamento normal e alarmes);

- Alarmes e outros sinais audíveis;
- Marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- Acessórios (cabos, pás, gel, eletrodos);
- Descarga interna da energia armazenada;
- Dispositivos especiais (sincronizador, impressora, etc.).

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados por pessoal capacitado, de acordo com as indicações do fabricante e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes. Os valores abaixo são apenas indicativos. Verifique os valores adequados para o seu equipamento.

- Resistência de aterramento ("terceiro pino" da tomada) em relação à caixa ou chassi do equipamento (< 0,5 W);
- Corrente de fuga (< 100 mA chassi, < 10 mA eletrodos);
- Fuga entre eletrodos (< 10 mA isolados, < 50 mA não isolados);
- Continuidade dos cabos e pás;
- Calibração de frequência cardíaca (5% ou ± 5 bpm, a 60 bpm e 120 bpm);
- Alarmes de frequência cardíaca (5% ou ± 5 bpm, a 40 bpm e 120 bpm);
- Limitação interna da energia com pás (internas ou pediátricas) (< 50 J);
- Indicação de energia armazenada ou entregue (15% ou ± 4 J, a > 250 J);

- Manutenção da energia armazenada depois de 60 segundos (< 15%);
- Tempo de carga máxima (para carga a bateria) [< 15 segundos na 10ª carga].

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os desfibriladores e cardioversores estão cobertos pelas normas da International Electrotechnical Commission (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT. Existem também normas nacionais estrangeiras, como é o caso da American Association for Medicai Instrumentation (AAMI). São elas:

- NBR-IEC 60601-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança", 1997;
- IEC 60601-2-4: "Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of cardiac defibrillators and cardiac defibrillator-monitors",1983;
- ANSI/AAMI DF2: "Cardiac defibrillator devices", 1996;
- ANSI/AAMI DF39: "Automatic external defibrillators and remote-control defibrillators", 1993.

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que em desfibriladores e cardioversores, os componentes mais críticos são as baterias, o circuito de alta-tensão (capacitor, comutador, cabos de aplicação e pás) e os conectores. Por essa razão, inspeções diárias da carga na bateria e ao menos uma descarga (aplicada em um analisador de desfibriladores) é aconselhável.

Deve também fazer parte da manutenção preventiva a limpeza externa do equipamento, com especial atenção às pás, que podem acumular resíduos de gel condutor, colocando em risco a segurança do operador e a efetividade das próximas descargas.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários. Os critérios para sua aquisição devem considerar o número de desfibriladores e cardioversores da instituição, o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Os principais instrumentos são:

– Analisador de desfibriladores (por exemplo: Bio-Tek QED-6H, ou Dynatech Impulse 3000). Testam diversos parâmetros funcionais exigidos pelas normas, como energia entregue, tensão e corrente máximas, sincronismo com ECG, tempo de carga, forma de onda, etc.;

– Testador de isolação elétrica (por exemplo: Dynatech 235A). Testa, igualmente, diversos parâmetros exigidos pelas normas, como resistência de aterramento, corrente de fuga, isolação elétrica, etc.

CAPÍTULO 7

DIÁLISE RENAL

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 272

PRINCÍPIOS DA DIÁLISE 273

Hemodiálise 273
Diálise Peritoneal 273
Difusão 274
Ultrafiltração 275

DIALISADORES 277

Espiral 278
Placas paralelas 278
Capilar 278
Fatores de desempenho dos dialisadores 279

EQUIPAMENTOS PARA HEMODIÁLISE 280

Circuito do dialisato 283
Circuito de sangue extracorpóreo 284
Acesso vascular para hemodiálise 287

EQUIPAMENTOS PARA DIÁLISE PERITONEAL 288

Diálise Peritoneal Ambulatorial Contínua (CAPD) 289
Diálise Peritoneal Clínica Contínua (CCPD) 289
Diálise Peritoneal Intermitente (IPD) 290
Componentes do Dialisador Peritoneal 290
Problemas 291

TRATAMENTO DA ÁGUA 292

Filtração 295
Adsorção 295
Deionização 295
Osmose Reversa 295
Esterilização 295

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 296

Cuidados especiais 296
Inspeções qualitativas 297
Testes quantitativos 298
Normas técnicas aplicáveis 299
Instrumentos de teste 299

INTRODUÇÃO

No ser humano, os rins desempenham as seguintes funções:

- Remoção dos produtos tóxicos do metabolismo (principalmente a uréia, resultado da digestão das proteínas);
- Regulação do equilíbrio ácido-base no corpo, que se modifica em função das diversas reações metabólicas;
- Controle do volume e da composição dos líquidos corporais (em particular o sangue);
- Regulação da pressão arterial (como decorrência direta da função anterior);
- Secreção de hormônios.

A perda das funções renais, mesmo que por um curto período de tempo, representa ameaça à vida. Em situações de insuficiência renal aguda (como resultado de um trauma físico, de intoxicação ou recuperação pós-cirúrgica), um equipamento deve ser usado para manter a qualidade de vida do paciente até que os rins reassumam sua função.

Se a perda da função renal for irreversível, a única solução definitiva é um transplante bem sucedido. Até que isto ocorra, esta insuficiência renal crônica é contornada através da diálise, que possibilita manter a vida do paciente, ainda que com muitas restrições.

Diálise é, portanto, um procedimento que busca remover o excesso de líquidos e de substâncias acumuladas no organismo do paciente com insuficiência renal, provenientes do metabolismo das células e da ingestão de alimentos e líquidos. Estas substâncias (principalmente uréia, creatinina, potássio e íons hidrogênio) são prejudiciais ao organismo e nas fases avançadas da doença provocam sintomas como fraqueza, acidose, hipertensão, náuseas, vômitos, etc.

A diálise não promove o restabelecimento dos rins ou restaura suas funções. É uma terapia substitutiva que realiza parcialmente as funções renais, prevenindo prejuízos a outros órgãos. Assim, sendo uma solução

de alcance limitado, a saúde do paciente sob diálise fica significativamente prejudicada.

PRINCÍPIOS DA DIÁLISE

Existem dois tipos principais de tratamento dialítico:

Hemodiálise

Procedimento que promove a filtragem do sangue por via extracorpórea, através de uma membrana sintética especial (contida em um dispositivo chamado dialisador). O sangue é bombeado através de tubos até o dialisador, onde ocorrem trocas seletivas de substâncias com o meio externo e retorna em seguida ao corpo do paciente.

O dialisador é banhado por uma solução aquosa denominada dialisato ou fluido de diálise, composto de eletrólitos, bicarbonato e glicose dissolvidos em água pura, que não entra em contato direto com o sangue, mas troca substâncias através da membrana do dialisador. Uréia, creatinina, água em excesso, etc., passam pela membrana, indo do sangue para o dialisato, assim como alguns eletrólitos, bicarbonato e glicose são transferidos do dialisato para o sangue.

Uma sessão de hemodiálise realiza apenas parte do trabalho dos rins e dura geralmente de 3 a 4 horas. Os pacientes habitualmente necessitam de três sessões de hemodiálise por semana.

Diálise Peritoneal

Neste procedimento, as trocas químicas entre o sangue e a solução dialítica são realizadas por uma membrana semipermeável natural do paciente: o peritônio. Esta membrana envolve vísceras muito vascularizadas (intestinos, mesentério) promovendo uma grande superfície de troca entre o sangue e a solução dialítica. Esta solução aquosa estéril balanceada de íons e glicose é injetada através de um cateter no abdome do paciente, onde permanece por algumas horas até que a concentração de solutos entre em equilíbrio com o sangue, sendo em seguida evacuada.

A diálise peritoneal pode ser realizada em ambiente hospitalar, ambulatorial ou mesmo domiciliar.

Como visto acima, em ambos os tipos de diálise a filtragem do sangue é feita por uma membrana: os eletrólitos, os solutos e a água atravessam esta membrana em direção ao dialisato para serem eliminados; já as células vermelhas, brancas e proteínas de alto peso molecular presentes no sangue não conseguem atravessar a membrana e permanecem no sangue.

A movimentação de água e metabólitos entre o sangue e o dialisato ocorre por mecanismos de difusão, osmose e ultrafiltração, que podem ser resumidos no seguinte:

Difusão

É o movimento de partículas (eletrólitos e não-eletrólitos) de uma região para outra nos fluidos. Este movimento resulta das diferenças de concentrações das partículas em regiões do fluido que estão em comunicação, havendo deslocamento da região, de maior concentração de partículas, para a de menor concentração, até que o equilíbrio das concentrações encerre a difusão.

Na diálise, os solutos são seletivamente trocados pela membrana semipermeável de acordo com seu peso molecular e em resposta ao gradiente de concentração de cada lado da membrana. Solutos do sangue com baixo peso molecular (exemplo: uréia, creatinina) podem difundir-se mais fácil e rapidamente através da membrana na direção do dialisato (ver esquema a seguir).

SANGUE
DIALISATO
Alta concentração de resíduos metabólitos (uréia, creatinina)
Ausência de solutos indesejáveis (uréia, etc)
Baixa concentração de solutos necessários (cálcio, bicarbonato)
Alta concentração de solutos necessários
Membrana do dialisador
A difusão se encerra quando as concentrações se equilibram.

Por este processo, as substâncias indesejáveis são transferidas ao dialisato, mas não o excesso de água do sangue. Existe até uma pressão osmótica no sentido de levar água do dialisato (onde existe em maior :oncentração) para o sangue (menor concentração). Para contornar esse Problema, é necessário aplicar o segundo mecanismo de trocas através das membranas:

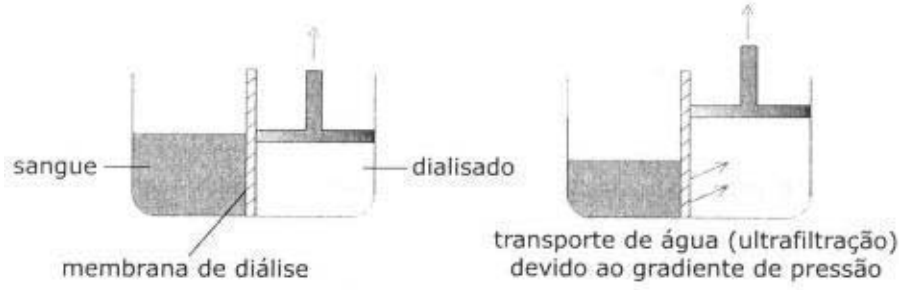
Ultrafiltração

Método de remoção de água do sangue através da membrana semipermeável. Acontece por gradiente de pressão e pode ser: pressão transmembrana (usada na hemodiálise) ou pressão osmótica (usada na diálise peritoneal).

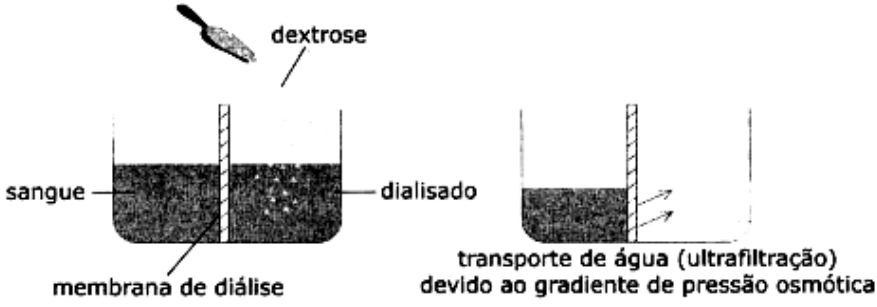
Pressão Transmembrana (Hemodiálise): o equipamento estabelece uma pressão hidrostática entre os dois lados do dialisador (lado do sangue e lado do dialisato), de modo que a pressão do lado do dialisato seja menor. A água do sangue é então “bombeada” para o dialisato. A pressão transmembrana é dita “positiva” quando a pressão do lado do sangue for maior.

A maioria dos equipamentos aplica pressão negativa ao circuito do dialisato para não perturbar o circuito do sangue e evitar desbalanços na pressão arterial do paciente. Além disso, a pressão transmembrana positiva evita que a água ou outro contaminante passe do lado do dialisato, para o sangue no dialisador.

Apesar da pressão transmembrana ser positiva, o transporte de partículas continuam em ambas as direções, por difusão, de acordo com suas concentrações.



Pressão Osmótica (Diálise Perítoneal): em função das características da diálise peritoneal, não é possível aplicar pressão transmembrana no peritônio. Neste caso, o seguinte procedimento é utilizado para a retirada do excesso de água do sangue: a solução dialítica injetada no abdome do paciente é muito concentrada em dextrose, que é uma molécula grande, com peso molecular alto e, portanto não atravessa a membrana do peritônio. Já a molécula de água é pequena e atravessa sem dificuldades aquela membrana. Como a solução intra-peritoneal está saturada de dextrose, a água que está em maior concentração no sangue migra por osmose para a solução abdominal, sendo em seguida evacuada.



DIALISADORES

Dialisadores são componentes descartáveis por onde o sangue e o dialisato circulam, separados por uma membrana semipermeável. É onde a troca de solutos e líquidos ocorre. São os componentes principais do sistema de hemodiálise e, por serem de uso exclusivo de cada paciente, devem ser especificados pelo médico responsável pela hemodiálise, segundo as características do paciente.

As membranas empregadas nos primeiros dialisadores eram de celofane, derivado natural da celulose. Esta membrana foi modificada, pela introdução do cobre na molécula, resultando no cuprofane. Recentemente foram desenvolvidos novos polímeros derivados da celulose, além de membranas sintéticas, para satisfazer as exigências de biocompatibilidade e melhorar a seletividade na filtragem. As membranas contêm poros com diâmetro aproximado de 0,5 pm.

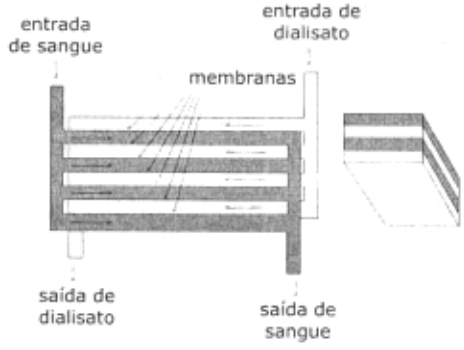
Um fator determinante na definição do dialisador é sua superfície de troca: quanto maior for o paciente, maior deverá ser o dialisador. Os mais utilizados apresentam de 1,0 m2 a 1,3 m2 de superfície de troca (para adultos) e 0,8 m2 (para uso pediátrico). Esta grande superfície de troca, “empacotada” dentro de um componente relativamente pequeno, resulta da construção do dialisador: as formas mais comuns são espiral, placas paralelas e os capilares (atualmente os mais usados).

Espiral

Consiste em um único tubo longo de membrana enrolada, com um suporte em forma de tela, ao redor de um núcleo central. O sangue é bombeado através do tubo, enquanto o dialisato é circulado ao redor do suporte em forma de tela.

Placas Paralelas

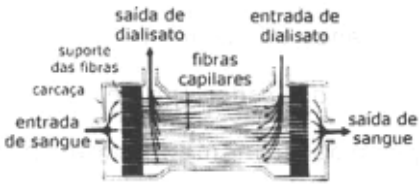
São montados em múltiplas camadas, com duas folhas de membrana entre cada par de placas de suporte. As placas possuem ranhuras para fixar a membrana e permitir a existência de caminhos para a circulação do dialisato.



Capilar

Consiste de um feixe de fibras ocas alojadas em um tubo de material plástico. Cada fibra possui em média 245 pm de diâmetro externo e 200μm de diâmetro interno. Dependendo da superfície de troca desejada, podem ser utilizadas de 6.000 a 20.000 fibras capilares.

O sangue circula no interior e o dialisato ao redor de cada fibra e no sentido oposto ao do sangue (para aumentar a eficiência da troca).



Fatores de desempenho dos dialisadores

Independente do tipo, o desempenho dos dialisadores pode ser avaliado pelos seguintes fatores:

"Clearance" é a quantidade de substâncias completamente removida do sangue por unidade de tempo.

$$C_X = \frac{A - V}{V_X} \cdot Q$$

Onde:

Cx = clearance da substância X do sangue (ml/min)

Ax = concentração arterial da substância X (mg/100 ml)

Vx = concentração venosa da substância X (mg/100 ml)

Q = fluxo sangüíneo (ml/min)

Geometria do fluxo: resulta das direções relativas do fluxo de sangue e dialisato através do dialisador.

Na maioria dos dialisadores capilares e de placas paralelas, o fluxo de sangue e de dialisato ocorre em direções opostas (contra-corrente). Essa geometria retira a máxima vantagem dos gradientes de concentração.

Dialisadores tipo espiral utilizam fluxo de sangue perpendicular ao do dialisato (fluxo transverso).

Superfície de troca da membrana: a superfície de troca efetiva da membrana é limitada por:

- Membrana em contato com estruturas do suporte;
- Membrana em contato com membranas adjacentes;
- Volume de sangue “represa27do” no dialisador (prime);
- Capacidade de suportar a pressão transmembrana (para a ultrafiltração);
- Custos de fabricação.

Taxa de Ultrafiltração (UF): expressa o fluxo de água (ml/h) que é retirado do sangue para cada mmHg de pressão tramsmembrana aplicada no dialisador, ou seja, é a eficiência do dialisador em retirar água do sangue em função da pressão transmembrana.

Resistência ao fluxo: expressa a dificuldade que o sangue tem para atravessar o dialisador.

Se este valor for muito elevado (por causa do comprimento do trajeto, ou pelo baixo diâmetro dos capilares), o fluxo será muito baixo e com ele o clearance de substâncias indesejáveis, mas a taxa de ultrafiltração (perda de água) será aumentada.

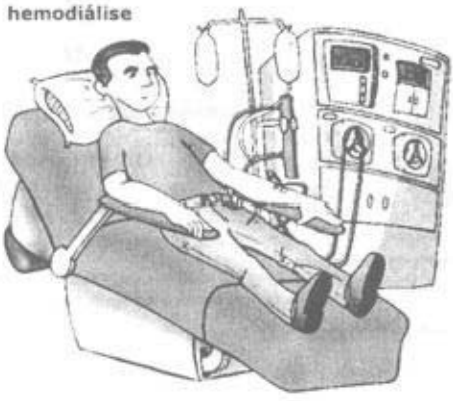
Se, por outro lado, o fluxo de sangue for muito elevado, o clearance aumentado levará o sangue a perder as partículas mais rapidamente do que a água, pois a taxa de ultrafiltração será reduzida.

Em função do seu alto custo, os dialisadores podem ser reutilizados por um mesmo paciente. No entanto, entre cada uso o dialisador deve ser processado (lavado, esterilizado e passar por uma avaliação de volume e integridade das fibras). Os dialisadores e as linhas arteriais e venosas podem ser utilizados pelo mesmo paciente até 20 (vinte) vezes (exceto para pacientes portadores de HIV), quando for possível processar com uma máquina automática que realize teste de integridade das fibras.

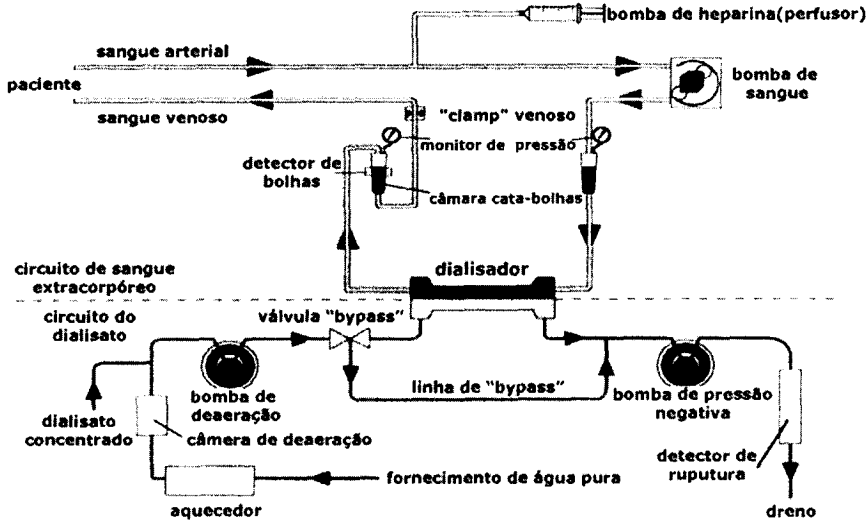
EQUIPAMENTOS PARA HEMODIÁLISE

A hemodiálise é um procedimento para tratamento da insuficiência renal através da filtragem do sangue do paciente, por via extracorpórea.

O paciente é conectado à máquina através de uma agulha que alcança vasos sanguíneos periféricos e durante o tratamento o sangue e o dialisato circulam através do dialisador, separados pela membrana semipermeável que permite a transferência de solutos e água.



Equipamentos de hemodiálise de um único paciente possuem três principais subsistemas: o dialisador (contendo a membrana semipermeável), o sistema de fornecimento de dialisato e o circuito de sangue extracorpóreo, conforme pode ser visto na figura abaixo. Tanto o sistema de fornecimento de dialisato quanto o circuito de sangue extracorpóreo possuem seus próprios circuitos eletrônicos de monitoração e controle.



O equipamento da Nikkiso modelo DBB – 22B é um sistema de hemodiálise para um paciente que possui três principais subsistemas:

- O circuito de sangue extracorpóreo;
- O sistema de fornecimento do dialisado;
- O dialisador, contendo a membrana semipermeável.

Este tipo de equipamento oferece ao nefrologista (médico especialista em doenças dos rins) grande flexibilidade no ajuste de todos os parâmetros da sessão de diálise para as necessidades de cada paciente. Quase todos os sistemas de hemodiálise atuais utilizam o sistema de uma só passagem, onde o dialisato circula uma vez pelo dialisador e é em seguida descartado.

No passado usaram-se máquinas "de tanque", onde o dialisato era continuamente bombeado de um tanque ao dialisador e retornava para o mesmo tanque. Somente quando estava completamente saturado de

resíduos metabólicos era então descartado. As portarias mais recentes do Ministério da Saúde prescreveram este sistema em função do grande risco de contaminação para os pacientes.

Circuito do dialisato

É constituído por uma entrada de água pura (geralmente produzida no próprio serviço de hemodiálise, como será visto adiante), um aquecedor (que eleva a temperatura da água até a do corpo do paciente), uma entrada de dialisato concentrado, que se mistura em proporções adequadas à água aquecida e deareada (sem bolhas de ar).

Este dialisato (também conhecido como "banho") é então bombeado pelo dialisador, saindo do outro lado carregado de resíduos metabólicos do sangue. A bomba de pressão negativa promove a pressão transmembrana necessária para a retirada de água do sangue.

Finalmente, o dialisato passa por um detector de ruptura (é geralmente um colorimetro capaz de detectar a presença de sangue, que significa ruptura dos capilares), e é em seguida descartado. Em alguns equipamentos, o dialisato que está sendo drenado é levado novamente ao aquecedor a fim de trocar calor com a água fria que está entrando no sistema e contribuir para aquecê-la.

Fazem parte deste Circuito diversos sensores e alarmes. O equipamento controla a temperatura, a concentração iônica (medida indiretamente pela condutividade elétrica), o fluxo, a pressão do dialisato (positiva e negativa), taxa de ultrafiltração e a presença de hemoglobina. Os sensores ativam os alarmes e desviam o dialisato do dialisador (pela linha de *bypass)* se algum destes parâmetros estiver fora dos limites especificados na programação da sessão e ativam *o clamp* venoso (válvula que fecha o retorno do sangue para o paciente), impedindo uma eventual contaminação do sangue.

O dialisato concentrado é uma solução geralmente adquirida pronta (embora em grandes serviços pode ser interessante produzi-la

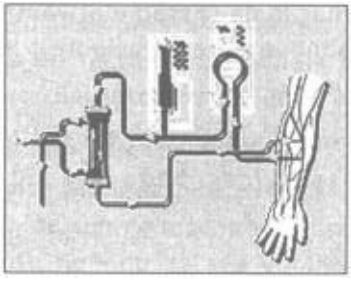
localmente), misturada na proporção de 1:34 com água pura. Além disso, acetato ou bicarbonato podem ser adicionados ao dialisato para neutralizar a acidose do sangue, sempre a critério médico.

Circuito de sangue extracorpóreo

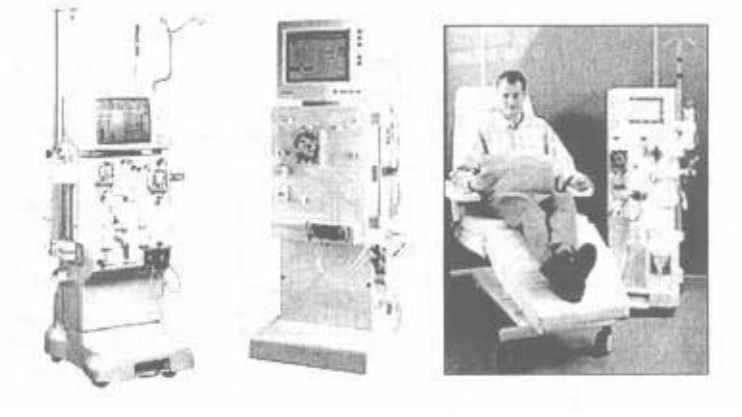
É constituído por um acesso vascular (a forma pela qual se chega ao sangue), um conjunto de equipos descartáveis que conduzem o sangue, uma entrada de substância anticoagulante (heparina) e uma bomba peristáltica de roletes, que impulsiona o sangue até o dialisador. Uma hemodiálise eficiente depende de um fluxo de sangue estável, em torno de 200 a 300 ml/min.

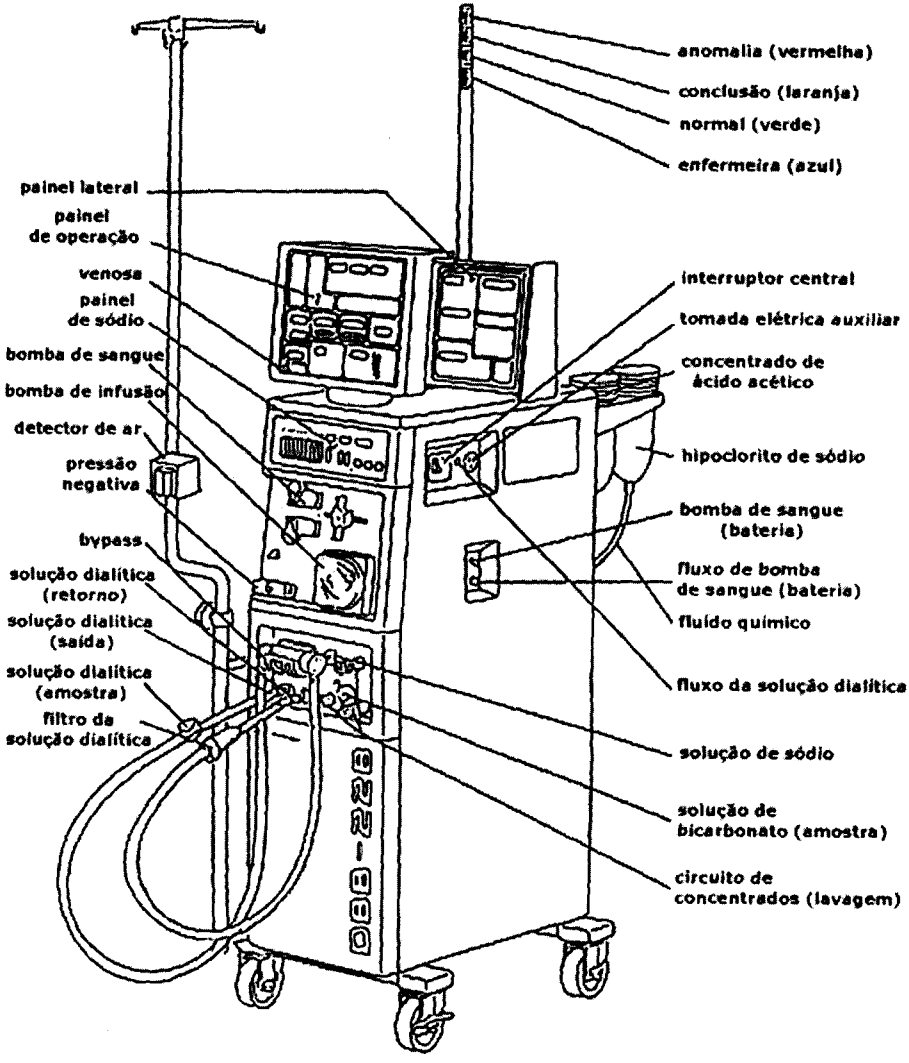
Após a filtragem no dialisador, o sangue passa por uma "câmara catabolhas" e retorna para a circulação sanguínea do paciente. Esta câmara é geralmente constituída por uma peneira muito fina que retém as bolhas de ar que eventualmente se misturaram ao fluxo sanguíneo. Na linha de sangue arterial, do paciente até a bomba de sangue, a pressão é negativa; qualquer imperfeição nas conexões com o paciente, com o perfusor de heparina ou com a própria bomba pode deixar entrar um pouco de ar. Se este não for retirado e chegar até o paciente, pode causar embolia gasosa, que é geralmente fatal.

As bolhas também podem ser provenientes do circuito do dialisato (daí a necessidade do deaerador) e eventualmente atravessar o dialisador e entrando no circuito de sangue. Além disso, a passagem de sangue com bolhas pelos capilares do dialisador pode ocasionar a formação de uma espuma, que deve ser igualmente suprimida pela câmara cata-bolhas antes do sangue ser re-injetado no paciente.



Da mesma maneira como no circuito do dialisato, diversos sensores e alarmes estão presentes no circuito de sangue, como pressão venosa (e em alguns modelos também arterial), perda de sangue e presença de ar. Com o objetivo de proteger o paciente, sempre que alguma anormalidade for detectada, o bombeamento de sangue é interrompido e o retorno de sangue ao paciente é bloqueado pelo clamp venoso, para evitar a contaminação com impurezas devido à ruptura da membrana, bolhas de ar, etc.




anomalia (vermelha)
conclusão (laranja)
normal (verde)
enfermeira (azul)
painel lateral
painel de operação
venosa
painel de sódio
bomba de sangue
bomba de infusão
detector de ar
pressão negativa
bypass
solução dialítica (retorno)
solução dialítica (saída)
solução dialítica (amostra)
filtro da solução dialítica
interruptor central
tomada elétrica auxiliar
concentrado de ácido acético
hipoclorito de sódio
bomba de sangue (bateria)
fluxo de bomba de sangue (bateria)
fluído químico
fluxo da solução dialítica
solução de sódio
solução de bicarbonato (amostra)
circuito de concentrados (lavagem)
DBB-228

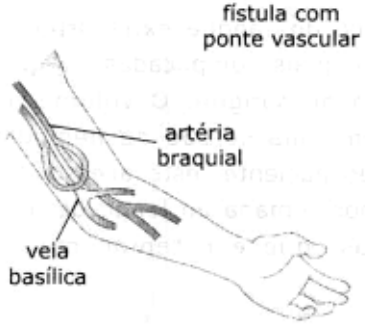
Acesso vascular para hemodiálise

O tratamento dialítico do sangue extracorpóreo exige manobras nos vasos sanguíneos muito mais complicadas do que uma simples punção para retirar um pouco de sangue. O volume de sangue que circula extracorporeamente em uma sessão de hemodiálise é igual a várias vezes todo o sangue do paciente, este acesso deve poder ser utilizado em média três vezes por semana ao longo de muitos anos e por três a quatro horas seguidas, que é o tempo médio de uma sessão de hemodiálise.

Os requerimentos para um acesso vascular ideal para hemodiálise incluem: ser indolor, aceitável e o menos desconfortável possível para o paciente e ser seguro em longo prazo. Infelizmente nenhum acesso atualmente satisfaz todos estes critérios.

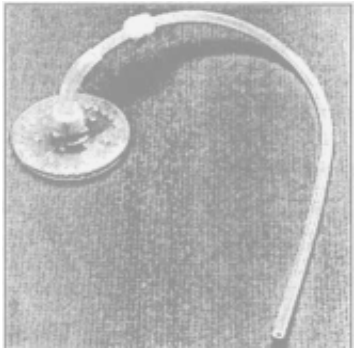
Os métodos de acesso vascular para hemodiálise são:

- Cateter venoso percutâneo: para acesso de poucas semanas; utiliza veias subclávia, femoral ou jugular interna;
- Shunt arterio-venoso: consiste de um implante de tubo plástico (Silastic) em uma artéria e outro em uma veia próxima. Ligando um ao outro se estabelece o shunt de acesso externo. Para acessos temporários;
- Fístula arterio-venosa: é o acesso vascular permanente mais seguro e de mais longa duração, utilizado em pacientes renais crônicos. Uma artéria e uma veia do paciente são cirurgicamente ligadas, o que faz com que o sangue mantenha sua pressão alta e que a veia se dilate, permitindo inserções repetidas de agulhas.
- Enxerto arterio-venoso: variante do caso anterior, quando não é possível criar a fístula (conexão cirúrgica entre artéria e veia) com vaso do paciente. Usa-se então um enxerto tubular de PTFE (Teflon).

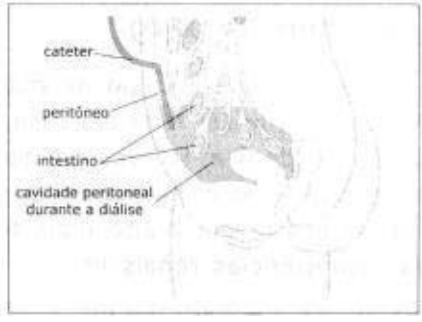


EQUIPAMENTOS PARA DIÁLISE PERITONEAL

A diálise peritoneal é um procedimento para tratamento da insuficiência renal através da filtragem do sangue, por intermédio da membrana que reveste a cavidade abdominal e recobre as vísceras do paciente: o peritônio. Essa membrana tem uma superfície de 1 a 2 m2 (no adulto) e é muito vascularizada. O paciente recebe um cateter especial permanente que possibilita o acesso ao abdome, no interior da bolsa peritoneal. Externamente este cateter é conectado a um equipamento relativamente simples, que contém um reservatório com o dialisato, um aquecedor e algumas válvulas que controlam o fluxo de enchimento e drenagem de dialisato no peritônio.



As concentrações de solutos no dialisato equilibram-se com as dos solutos do sangue em algumas horas. Após o período de difusão, o dialisato é drenado e uma nova solução é infundida no paciente. A retirada do dialisato realiza a remoção dos restos urêmicos, excessos iônicos e água.



A diálise peritoneal é realizada em sucessivas sessões, conhecidas por banhos, com infusão e retirada do dialisato por bombeamento ou por gravidade (diferença de níveis). Como a diálise peritoneal é lenta, assemelhando-se ao processo renal de filtragem de metabólitos, sendo especialmente indicada para pacientes que devido à idade, diabetes, problemas de acesso vascular ou outras condições cardiovasculares, não toleram a hemodiálise. A diálise peritoneal necessita que haja função renal parcial para ser efetiva.

Há três tipos de diálise peritoneal:

Diálise Peritoneal Ambulatorial Contínua (CAPD)

É o tipo mais comum de diálise peritoneal. Não precisa de nenhuma máquina. O dialisato passa de uma bolsa de plástico pelo cateter para o abdome por gravidade. Cerca de 4 horas depois se escoa a solução de volta para a bolsa. Em seguida, o abdome do paciente é re-enchido com solução fresca pelo mesmo cateter.

Diálise Peritoneal Clínica Contínua (CCPD)

É uma técnica automática projetada para dialisar enquanto o paciente

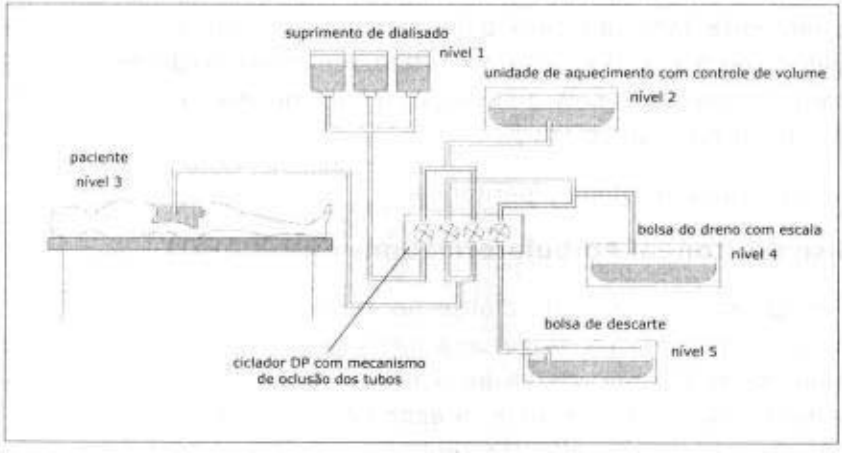
dorme. O tratamento dura de 9 a 10 horas com 3 a 4 ciclos de diálise cada noite. No final da diálise, 2 litros da solução são mantidos na cavidade peritoneal até a noite seguinte, quando o paciente conecta-se novamente à máquina e é drenado pelo ciclo de trocas da noite seguinte. Necessita de uma máquina que se conecta ao cateter e automaticamente enche e drena o dialisato do abdômem.

Diálise Peritoneal Intermitente (IPD)

É uma técnica que utiliza o mesmo tipo de máquina da CCPD para infundir e escoar o dialisato. Pode ser feita em casa, mas é normalmente feita no hospital. É realizada de 3 a 4 vezes por semana, com um total de 30 a 42 horas semanais. As sessões podem durar até 24 horas. Os tratamentos com esta técnica levam muito mais tempo que a CCPD e são empregados para insuficiências renais leves.

Componentes do Dialisador Peritoneal

Para a realização de CCPD e IPD, o seguinte equipamento é empregado.



Estes equipamentos usam a gravidade para fornecer as diferenças de pressão hidrostática que movimentam o dialisato através do sistema e mecanismos de oclusão para infundir e drenar o dialisato. Algumas

unidades possuem controle eletrônico na unidade de aquecimento para determinar o volume de dialisato (pré-selecionado) a ser aquecido até a temperatura corpórea e a temperatura final. Circuitos de tempo monitoram o período de permanência do dialisato na cavidade peritoneal. Ao fim desse período, o dialisato é removido até a bolsa de descarte.

Alarmes: as unidades de diálise peritoneal devem dispor de alarmes (visuais ou sonoros) para sinalizar anormalidades nos seguintes parâmetros funcionais:

- temperatura do dialisato;
- drenagem do paciente;
- volume da bolsa de descarte;
- retenção de fluido no paciente;
- densidade do dialisato retirado (indicação de peritonite);
- fluxo de dialisato, se o volume pré-selecionado não foi alcançado dentro de um certo período de tempo;
- fluxo (interrupção) em qualquer parte do sistema;
- pré-seleção de valores (incoerência ou valores inapropriados);

Displays: unidades de diálise peritoneal com microprocessadores permitem a visualização de valores pré-selecionados, do volume de dialisato infundido, temperatura, etc., para cada ciclo e, ou para a sessão inteira de diálise, bem como permitem que os dados sejam armazenados em memória durante interrupções por falta de energia elétrica.

Catéteres: o dialisato é infundido na cavidade peritoneal através de um cateter e um sistema de entubação esterilizado. O cateter pode ser implantado permanentemente no abdome, fornecendo acesso facilitado para as sessões de diálise.

Problemas: a principal complicação da diálise peritoneal é a peritonite (infecção do peritônio). Bactérias patogênicas (staphylococcus, candida albicans) alcançam a cavidade peritoneal pelo lúmen do cateter, caso o

processo de esterilização seja inadequado. Além dos problemas inerentes da infecção, o peritônio apresenta uma tendência à fibrose após muitas infecções e a perda da capacidade filtradora.

Peritonite asséptica: inflamação do peritônio causada por impurezas ou toxinas no dialisato.

Hérnia e dor lombar: decorrentes do volume de líquido intra-abdominal.

O dialisato pode vazar da cavidade peritoneal para outros sítios extraperitoneais.

Pode ainda ocorrer perfuração intestinal (e de outros órgãos) e sangramento, na colocação ou manuseio do cateter.

Podem ocorrer desequilíbrios metabólicos, pois a filtragem peritoneal copia aproximadamente as funções excretoras dos rins (as funções de reabsorção seletiva e produção de hormônios não ocorrem).

TRATAMENTO DA ÁGUA

Uma parte essencial do sucesso da terapia dialítica renal é o preparo do dialisato, onde a qualidade da água para este preparo é crítica. Em nenhum outro procedimento hospitalar a qualidade da água é obrigatoriamente tão pura como em diálise renal (nem mesmo no laboratório de análises clínicas).

O tratamento da água para diálise renal é um tema tão amplo quanto o estudo dos próprios equipamentos de diálise, merecendo por isso uma aula exclusiva. Aqui serão descritas apenas as considerações mais importantes e as principais técnicas de tratamento, sem entrar em detalhes operacionais.

Uma pessoa normal ingere mensalmente cerca de 40 litros de água, em média, entre consumo direto de líquidos e indireto nos alimentos. Esta água só entra em contato com a circulação sanguínea após passar por todo o aparelho digestivo, que protege o organismo de eventuais contaminações e intoxicações.

Pacientes renais crônicos em hemodiálise expõem seu sangue, pela

membrana do dialisador, ao contato de aproximadamente 1.500 litros de água por mês, o que aumenta imensamente a possibilidade de absorção de substâncias tóxicas em solução no dialisato. Por esta razão a água usada em diálise deve ser muito pura.

Os serviços de hemodiálise normalmente utilizam água proveniente do sistema de abastecimento público, em função do grande volume necessário. Esta água é geralmente pobre em contaminantes bacteriológicos, mas rica em minerais dissolvidos (alumínio, cloro, chumbo, etc.).

A água própria para o preparo do dialisato tem suas características físicas, químicas e bacteriológicas muito bem determinadas (vide tabela a seguir). Assim, o Tratamento da Água para Diálise é o processo pelo qual se purifica a água que chega no serviço de diálise (com características sempre variáveis) até que sejam atingidos os níveis de qualidade exigidos pelas normas. É, portanto, um processo onde a contínua monitoração tanto do insumo (água fornecida ao serviço) como do produto final (água pura) definem o sistema de purificação a ser adotado para assegurar a qualidade da diálise e minimizar os riscos para o paciente.

A qualidade da água tratada para diálise é de responsabilidade do diretor clínico do serviço de diálise ou de responsável técnico contratado para esta finalidade. A água tratada utilizada na preparação do dialisato deve ser processada, de modo que apresente um padrão em conformidade com a tabela a seguir (extraída da Portaria n° 82 do Ministério da Saúde), confirmado por análises de controle. As amostras para as análises devem ser retiradas em ponto contíguo ao de sua utilização, obedecendo aos procedimentos de coleta indicados pelo laboratório de referência responsável pelas análises.

Padrão de qualidade da água tratada utilizada na preparação de dialisato:

Componentes	Valor máximo permitido	Freqüência de análise
Coliforme total	Ausência em 100 ml	Mensal
Contagem de bactérias heterotróficas	200 UFC/ml	Mensal
Endotoxinas	1 mg/ml	Mensal
Nitrato (NO_3)	2 mg/l	Semestral
Alumínio	0,01 mg/l	Semestral
Cloramina	0,1 mg/l	Semestral
Cloro	0,5 mg/l	Semestral
Cobre	0,1 mg/l	Semestral
Fluoreto	0,2 mg/l	Semestral
Sódio	70 mg/l	Semestral
Cálcio	2 mg/l	Semestral
Magnésio	4 mg/l	Semestral
Potássio	8 mg/l	Semestral
Bário	0,1 mg/l	Semestral
Zinco	0,1 mg/l	Semestral
Sulfato	100 mg/l	Semestral
Arsênico	0,005 mg/l	Semestral
Chumbo	0,005 mg/l	Semestral
Prata	0,005 mg/l	Semestral
Cádmio	0,001 mg/l	Semestral
Cromo	0,014 mg/l	Semestral
Selênio	0,09 mg/l	Semestral
Mercúrio	0,0002 mg/l	Semestral

UFC = Unidade Formadora de Colônia.

A verificação da qualidade bacteriológica da água tratada para diálise deve ser também realizada toda vez que ocorrerem manifestações pirogênicas (febre) ou quadros de septicemia (infecção) nos pacientes.

Os sistemas de tratamento de água removem os contaminantes através dos seguintes estágios:

Filtração

Remove as partículas em suspensão na água, retendo-as em filtros. Estes devem ser periodicamente limpos por uma retro-lavagem ou então, substituídos quando começarem a ficar obstruídos pelas partículas. Normalmente são de areia ou de uma rede de material sintético.

Adsorção

Processo próprio de filtros de carvão ativado que retêm compostos orgânicos de baixo peso molecular (cloro). Devem ser substituídos quando apresentarem saturação, medida pela concentração crescente de cloro na água.

Deionização

Processo que visa retirar íons (cátions e ânions) por processo eletroquímico. A água circula por colunas cheias de uma resina trocadora de íons, que quando saturada deve ser substituída. Pode ser regenerada no fabricante, que normalmente também esteriliza para eliminar colônias de bactérias.

Osmose reversa

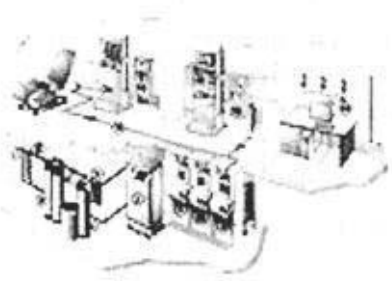
É o processo mais abrangente disponível atualmente para a produção de água purificada. A água já filtrada e deionizada atravessa uma membrana semipermeável criando duas câmaras (antes e depois da membrana). Aplicando-se uma forte pressão (mecânica) entre elas, a água pura atravessa a membrana deixando para trás todas as substâncias que trazia dissolvidas, revertendo o fluxo osmótico (que leva a água pura a diluir a água saturada). Assim, a água pura fica cada vez mais pura e a saturada cada vez mais saturada.

Esterilização

A eliminação de microorganismos é também conseguida através de ultrafiltros, desinfetantes apropriados ou processo físico (raios ultravioleta).

O mesmo cuidado deve ser exigido para a preparação do líquido de

diálise e, portanto, a pureza dos sais deve ser máxima.



ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Cuidados especiais

Máquinas de hemodiálise são equipamentos sofisticados, com grande quantidade de circuitos eletrônicos (analógicos e digitais), válvulas, motores e outros atuadores eletromecânicos, sensores elétricos, ópticos, térmicos e dimensionais. Sempre que possível deve-se buscar treinamento junto ao fabricante sobre operação, serviços e manutenção preventiva, além dos roteiros de avaliação periódica do funcionamento.

Para alguns equipamentos de hemodiálise e especialmente para os mais sofisticados, é quase impossível sugerir a inspeção quantitativa de todos os circuitos de monitoramento e alarmes. Deve-se orientar pelo manual de serviços do fabricante quando o roteiro descrito abaixo não puder ser aplicado diretamente.

Equipamentos de hemodiálise representam um alto risco de contaminação para técnicos durante manutenção e testes, pois operam com sangue dos pacientes. Sempre que estiver desmontando ou testando um destes equipamentos use luvas de borracha, avental longo e óculos de segurança. Entre em contato com o profissional responsável pela higienização dos equipamentos e, ou controle de infecção hospitalar de seu estabelecimento de saúde para conhecer as políticas e procedimentos relacionados com a contaminação por sangue, em particular hepatite e HIV.

Trate as máquinas de hemodiálise como se elas estivessem contaminadas e, se possível, utilize um conjunto exclusivo de ferramentas para elas. Para minimizar o risco de contaminação oral, nunca fume, beba ou coma na área de manutenção e testes.

Nos testes e demais procedimentos de manutenção, utilizem sempre água pura (água para diálise).

Inspeções qualitativas

Os itens abaixo devem ser verificados por inspeção visual e os resultados incluídos em uma planilha com o histórico do equipamento.

- Caixa, estojo, chassis, painel, tampa;
- Carrinho, suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação;
- Rodízios do carrinho (no caso de ser este o tipo de suporte);
- Cabo de alimentação, tomada, fixação mecânica do cabo, terminal de aterramento;
- Fusíveis e disjuntores do equipamento (por ex: térmico), dispositivos de proteção de sobrecarga;
- Tubos, mangueiras e suas conexões;
- Cabos de conexão dos sensores e, ou transdutores externos, se houverem;
- Filtros (de líquidos e de ar);
- Chaves e controles (de painel ou em acessórios remotos);
- Aquecedor de água (sensores e alarmes de temperatura);
- Motores, bombas, ventiladores (selos de vedação, rolamentos);
- Nível dos fluidos (alarmes de falta de fluidos);
- Baterias (se houver);

- Indicadores, mostradores luminosos (de funcionamento normal e alarmes);
- Alarmes e outros sinais audíveis;
- Deaeradores;
- Marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- Acessórios (cabos, sensores, extensões);
- Sistema de purificação de água e do dialisato.

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados por pessoal capacitado, de acordo com as indicações do fabricante e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes. Os valores abaixo são apenas indicativos. Verifique os valores adequados para o seu equipamento.

- Resistência de aterramento ("terceiro pino" da tomada) em relação à caixa ou chassis do equipamento [< 0,5 W];
- Corrente de fuga (com pino de aterramento aberto) [< 100 μA];
- Detectores de fuga de sangue (na linha de dialisato) e de ar ou espuma (na linha de sangue) [níveis prescritos pelo fabricante];
- Temperatura (exatidão e alarmes) [± 0,5 ºC];
- Condutividade (exatidão e alarmes) [± 1%];
- Circuito de pressão do sangue (monitoramento) [< 10 mmHg, ou 10% da leitura];
- Bomba de heparina;
- Monitor de pressão negativa do dialisato;
- Demais sensores ou monitores (pH, ultrafiltração, etc.).

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de diálise renal estão cobertos pelas normas da International Electrotechnical Commission (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT (NBR). Existem também normas nacionais estrangeiras, como é o caso da American Association for Medicai Instrumentation (AAMI). São elas:

- NBR-IEC 60601-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança", 1997;
- NBR-IEC 60601-2-16: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de equipamentos de hemodiálise", 1997;
- IEC 60601-2-39: "Medical electrical equipment - Part 2-39: Particular requirements for the safety of peritoneal dialysis equipment", 1999;
- ANSI/AAMI RD5: "Hemodialysis systems", 1992;
- Ministério da Saúde, Portaria GM/MS nº 82: "Regulamento Técnico para o funcionamento dos serviços de diálise", de 03/01/2000.

Instrumentos de tese

Para a realização dos testes quantitativos, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários. Os critérios para sua aquisição devem considerar o número de equipamentos de diálise renal da instituição, o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Os principais instrumentos são:

- Medidor de pressões e temperaturas (ex: Bio-Tek DPM 3 ou Dynatech-Nevada 207B). Testam diversos parâmetros funcionais exigidos pelas normas, como exatidão dos sensores, atuação dos alarmes e dos dispositivos de proteção, etc;
- Testador de isolação elétrica (ex: Dynatech 235A ou medTester 6000). Testam, igualmente, diversos parâmetros exigidos pelas normas, como resistência de aterramento, corrente de fuga, isolação elétrica, etc.

CAPÍTULO 8

DISPOSITIVOS DE INFUSÃO

Elaborado por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 303

BREVE HISTÓRICO DOS DISPOSITIVOS DE INFUSÃO 304

APLICAÇÕES DOS DISPOSITIVOS DE INFUSÃO 304

SISTEMAS DE INFUSÃO 306

Sistema de infusão com controle de fluxo manual 306

Controlador de Infusão 308

Bombas de infusão 309

CLASSIFICAÇÃO DAS BOMBAS DE INFUSÃO 320

Bombas de Infusão de Uso Geral 320

Bombas Ambulatórias de Infusão 320

Bomba de Infusão de Analgésicos Controlada pelo Paciente (PCA) 322

Bombas Implantáveis 322

Bombas de Múltiplos Canais 325

CONTROLE EM MALHA FECHADA 325

ACIDENTE COM BOMBAS DE INFUSÃO 326

CONSIDERAÇÕES DE COMPRA/MANUTENÇÃO 326

ROTINAS DE TESTE E CALIBRAÇÃO 327

BIBLIOGRAFIA 330

INTRODUÇÃO

O sistema circulatório é o caminho primário para a oxigenação e nutrição do corpo humano e também para a remoção de dióxido de carbono e outras secreções do organismo.

Infusão significa introduzir um líquido (que não seja o sangue) em um vaso sangüíneo.

Considerando que todo o sangue de um adulto saudável circula completamente em 60 segundos, as substâncias introduzidas no sistema circulatório são distribuídas rapidamente. Assim, rotas de acesso intravenoso e intra-arterial compõem vias eficazes para transportar fluidos, sangue e medicamentos até os órgãos vitais de um paciente.

Em torno de 80% dos pacientes hospitalizados recebem terapia por infusão. A nutrição enteral e a aplicação de anestésicos por via nervosa são utilizados em uma população menor de pacientes.

Com o aumento do uso de terapias intravenosas, tornou-se necessário desenvolver dispositivos para infundir drogas com pressão superior à pressão sangüínea e com precisão elevada. As bombas de infusão foram desenvolvidas entre as décadas de 60 e 70. A partir de então, estes dispositivos evoluíram conforme os avanços nos campos da eletrônica, da mecânica e da medicina.

Um sistema de infusão consiste tipicamente, de três componentes: um reservatório de fluido, um dispositivo (equipo) que transporta o líquido do reservatório para o paciente e um dispositivo para regular ou gerar o fluxo. Vários sistemas diferentes são usados para promover o fluxo de fluidos em equipos intravenosos.

Uma bomba de infusão é um dispositivo eletromecânico capaz de gerar fluxo de um dado fluido a pressões superiores à pressão do sangue no local da infusão: cerca de 10mmHg para pressão venosa e aproximadamente 80mmHg e 120mmHg para pressão arterial diastólica e sistólica, respectivamente. Possui alarmes e controles possibilitando a infusão precisa e segura mesmo em baixas velocidades e longos períodos de tempo.

BREVE HISTÓRICO DOS DISPOSITIVOS DE INFUSÃO

- A administração de fluidos intravenosos e medicações parenterais (através de injeção) surgiu com uma agulha Rochester em 1950.
- No início da década de 60: 40% das drogas eram aplicadas na forma intravenosa; havia necessidade de um processo de infusão mais preciso;
- 1963: primeiro dispositivo automático de infusão - infusor cronométrico da Watkins ("chronofuser", consistia num mecanismo de relógio que movimentava um cabeçote com roletes que comprimia um cateter deslocando o líquido);
- Década de 70: introdução da eletrônica analógica aliada a motores CC;
- Década de 80: utilização de eletrônica digital (microcontroladores) aliada a motores de passo; cronoterapia (na cronoterapia, administra-se drogas levando em conta o ciclo ou ritmo circadiano do paciente);
- Década de 90: desenvolvimento de sensores para controle em malha fechada (com realimentação da saída na entrada, buscando reduzir erros) de alguns sistemas de infusão, algoritmos de correção e modelamento do controle biológico.

APLICAÇÕES DOS DISPOSITIVOS DE INFUSÃO

Os dispositivos de infusão ambulatoriais ou de finalidade geral são usados para introduzir no sistema circulatório de pacientes, líquidos e agentes farmacológicos através de rotas intravenosas (IV), epidurais e mais raramente intra-arteriais, em aplicações diversas como:

- A manutenção dos níveis apropriados de fluidos de um paciente durante e após cirurgias, tratamento de queimaduras e controle de desidratação em pacientes pediátricos;
- Nutrição parenteral (endovenosa) total (TPN) de pacientes;
- Para manter a veia aberta facilitando a administração de medicamentos em emergência; (KVO - Keep Vein Open, é uma propriedade de bombas de infusão programáveis de redução do volume infundido no final da infusão, com o objetivo de manter o vaso aberto);

- Infusão contínua (por exemplo, hormônio do crescimento) ou intermitente (por exemplo, antibióticos) de drogas, em quantidades efetivas e não tóxicas.

A administração contínua de drogas pode ser considerada a aplicação mais importante dos dispositivos de infusão, pois a concentração de uma droga em seu sítio de ação deve ser suficientemente alta para ser efetiva, mas não tão elevada a ponto de ser tóxica.

Os modos tradicionais de administração de drogas, através de injeções ou pílulas, resultam em flutuações ao longo do tempo na concentração da droga (figura 1), que podem fazer com que esta fique abaixo ou acima da faixa terapêutica, mesmo que a concentração média esteja dentro da faixa.

A infusão contínua de drogas reduz as flutuações e, se a taxa de infusão for correta, assegura uma ação terapêutica contínua.

A infusão contínua de drogas pode ser usada para aplicação de:

- Drogas vasoativas, para controlar a pressão arterial;
- Anestésicos durante cirurgias;
- Quimioterapia para tratamento de câncer;
- Agentes indutores de trabalho de parto;
- Drogas anti-arrítmicas;
- Insulina;
- Supressores de dor e de trabalho de parto;
- Hormônios etc.

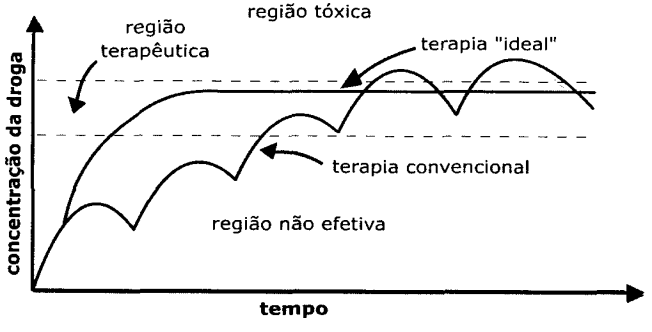


Figura 1. Comparação da evolução da concentração da droga x tempo, a partir do instante de sua administração, para terapias convencional e ideal (modificado de Drug Infusion Systems, J. Webster, Medicai Instrumentation Enciclopedy, 1988).

Dispositivos de infusão são utilizados em pacientes hospitalizados em ambulatórios, centros cirúrgicos, UTIs e em ambulâncias. Pacientes que necessitam de terapia prolongada de infusão, mas estão livres de outros cuidados hospitalares, podem ser tratados em casa.

SISTEMAS DE INFUSÃO

Existem três sistemas de infusão: o que utiliza controle manual de fluxo, e é o mais simples de todos; o que utiliza um controlador de infusão (automático ou semi-automático) para estabelecer o fluxo determinado pelo operador; e a bomba de infusão, que gera, monitora e controla o fluxo. A bomba de infusão é o sistema que oferece a maior precisão de infusão, e permite trabalhar com pressões maiores que os sistemas gravitacionais. Nas bombas de infusão o controle do fluxo pode ser volumétrico ou não-volumétrico.

Sistema de infusão com controle de fluxo manual

O sistema de infusão mais simples consiste em um reservatório e um equipo composto por um tubo, uma câmara de gotejamento e uma pinça rolete ou chapinha metálica (grampo) para comprimir o tubo do equipo e controlar o fluxo de líquido do reservatório para o paciente (figura 2). A pressão de infusão é a diferença entre a pressão hidrostática gerada pela coluna de líquido no equipo e a pressão venosa (que varia em torno de 10mmHg).

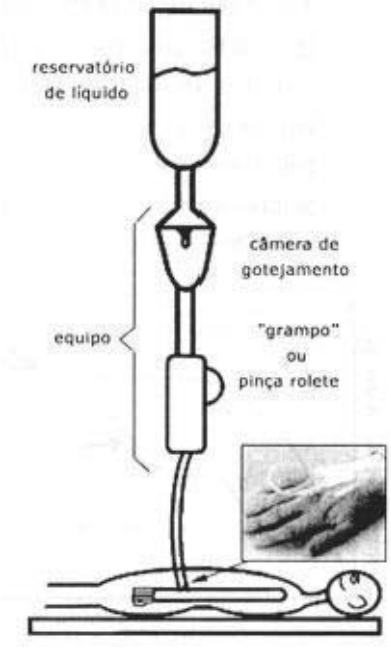


Figura 2. Componentes do sistema de infusão com controle de fluxo manual.

Desvantagens:

Este sistema é muito impreciso, pois o fluxo irá variar no tempo com:

- A redução da coluna de líquido ao longo da infusão;
- As variações da pressão venosa do paciente;
- O posicionamento (altura) do reservatório;
- A viscosidade e a temperatura do líquido;
- A formação de coágulo na linha de infusão.

Além da imprecisão, este sistema só pode ser usado em veias periféricas, devido à baixa pressão gerada. Seu uso é impraticável em veias centrais e artérias, onde a pressão do sangue é alta.

O método de controle de fluxo se baseia na contagem feita pelo operador (enfermeira, auxiliar de enfermagem, etc) do gotejamento. Este sistema de controle possui um erro inerente ao processo: as características das gotas variam no tempo. Também não é possível estabelecer um dado fluxo que resulte num número de gotas que não seja inteiro (por exemplo: 3,5 gotas/minuto).

Não possui alarmes e a monitoração do processo depende exclusivamente do profissional da saúde.

Vantagens:

Baixo custo;

Operação simples.

Para garantir maior precisão nos sistemas de infusão, pode-se utilizar controladores de fluxo.

Quando for necessário precisão e pressão maiores (arterial 80mmHg - diastólica e 120mmHg - sistólica) ao longo do tempo, deve-se utilizar bombas de infusão.

Controlador de infusão

O controlador de pressão (ou de infusão) é um equipamento destinado a regular a vazão do líquido administrado ao paciente sob pressão positiva gerada pela força da gravidade (NBR IEC 60601-2). Depende da pressão gerada pela ação da gravidade para proporcionar a infusão, porém a regulação do fluxo é controlada por uma contagem eletrônica de gotas.

Vantagens e desvantagem:

Os controladores são uma opção para um sistema simples de infusão, pois monitoram e regulam o fluxo determinado pelo operador (semi (figura 3) ou automaticamente). Por trabalharem com pressão baixa, são sensíveis à oclusão no equipo ou ao deslocamento da agulha, mas são limitados pela baixa pressão de infusão.

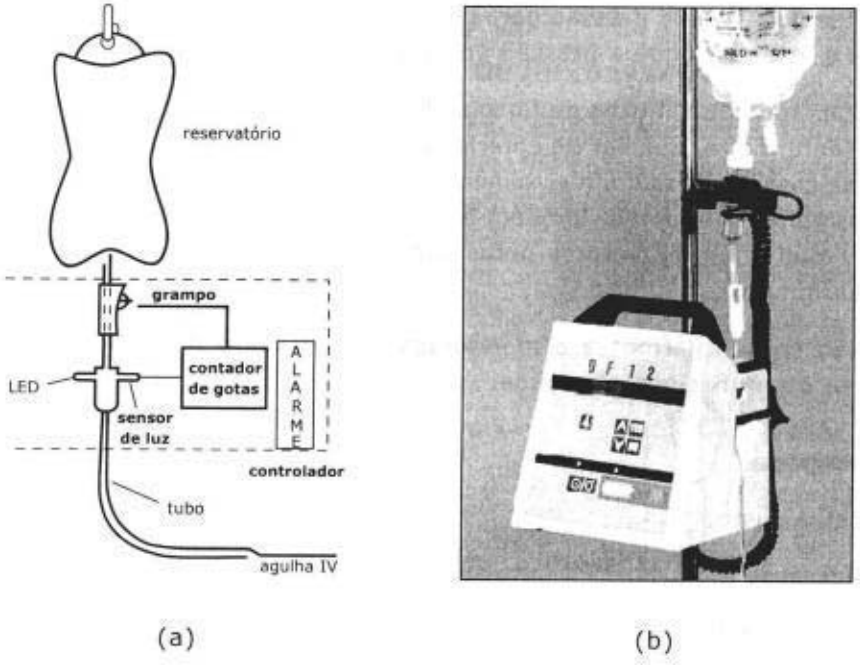


Figura 3. (a) Sistema de infusão por gravidade com controlador semi-automático de infusão. Quando a contagem de gotas não está de acordo com o valor pré-determinado, soa o alarme e o operador reajusta o grampo. (b) Sistema de infusão por gravidade com controlador automático. O sistema estabelece e controla o fluxo de infusão e a pressão de infusão é determinada pela pressão gravitacional da coluna de fluido no reservatório e no equipo.

No sistema de infusão por gravidade com controlador mostrado na figura 3, o controle é semi-automático: o operador ajusta com ajuda do grampo, o fluxo desejado. Na câmara de gotejamento existe um diodo emissor de luz (LED) de um lado, e um sensor de luz do outro (por exemplo, um foto-diodo, acionado pela luz emitida pelo LED). O funcionamento deste sensor fotoelétrico é interrompido pela passagem de cada gota, enviando um sinal ao contador de gotas. Desta maneira, o controlador pode emitir um alarme caso a contagem de gotas esteja abaixo da programação estabelecida, ou se estiver ocorrendo fluxo livre, situações que necessitam da intervenção do operador.

Bombas de infusão

Bombas de infusão são usadas quando se necessita de maior precisão na aplicação de fluidos no paciente, ou quando é necessário empregar fluxos maiores que os obtidos com sistemas gravitacionais ajustados manualmente.

Nas bombas de infusão a pressão de infusão independe da pressão gravitacional, e muitas vezes é maior que a pressão gravitacional. O controle do fluxo pode ser volumétrico ou não-volumétrico, e o mecanismo de infusão pode ser peristáltico, por pistão ou por seringa.

Onde são usadas:

- Em oncologia, nos tratamentos de quimioterapia;
- UTI, para administração contínua de drogas cardiovasculares;
- Unidades de queimados;
- Durante e após cirurgias;
- Tratamento de pacientes desidratados;
- Neonatologia (devido ao baixo peso e sensibilidade dos pacientes é indispensável à utilização de sistemas de infusão precisos e confiáveis);
- Em terapias intravasculares feitas na casa do paciente.

Critérios de utilização:

- Quando se necessita maior precisão do que a obtida com os métodos gravitacionais;
- Quando for necessária pressão positiva para vencer a pressão do vaso sangüíneo como em terapia intra-arterial;
- Quando a extravasão da droga infundida estiver associada à morbidade;
- Quando o volume total a ser infundido não puder ser ultrapassado;
- Quando especificado pelo fabricante da droga;
- Quando a taxa de administração da drogas for pré-determinada;
- Quando a bomba representar um método efetivo para a diminuição de risco ao paciente.

Problemas decorrentes de vazões incorretas:

- Respostas retardadas (fluxo baixo) ou tóxicas (fluxo alto) ao paciente;
- Aumento da possibilidade de ocorrência de flebite e tromboflebite (infecção e entupimento de vasos, respectivamente);
- Infiltrações e extravazamentos no local de aplicação podendo causar necrose;
- Edema pulmonar, afetando função renal e cardíaca;
- Problemas metabólicos;
- Embolia pulmonar.

Vazão: Quanto à vazão, as bombas de infusão podem fornecer fluxos variados, de acordo com o tipo de controlador de fluxo empregado. Alguns valores típicos são apresentados a seguir:

- Bomba de infusão com controle de fluxo volumétrico: 25ml/h;
- Bomba de infusão com controle de fluxo não-volumétrico: 20gotas/min;
- Bomba de infusão de seringa: 5ml/h (0,1 a 99,9 ml/h, dependendo da seringa).

Diagrama em Blocos

Na figura 4 é apresentado um diagrama em blocos genérico de bomba de infusão.

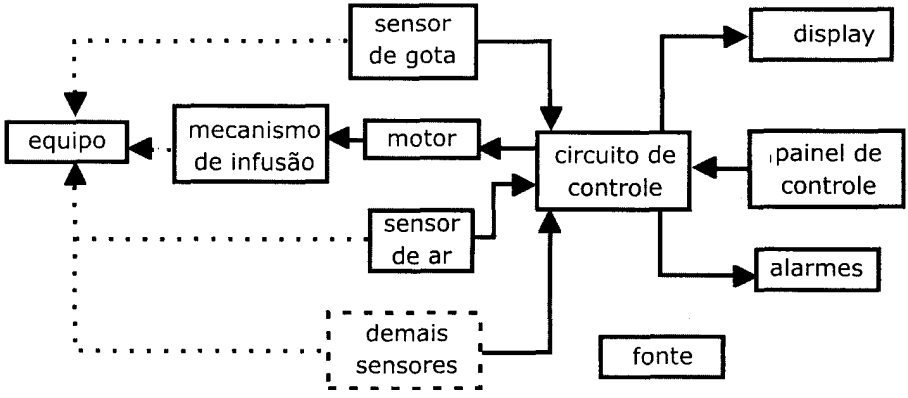


Figura 4. Diagrama em blocos de uma bomba de infusão.

Circuito de Controle

O circuito de controle de uma bomba de infusão pode ser analógico, digital e,ou microprocessado.

O circuito de controle é responsável pela interpretação das informações inseridas no dispositivo (programação), por controlar o mecanismo de infusão, por interpretar os sinais dos sensores e disparar os alarmes, quando necessário.

Os circuitos de controle podem armazenar informações, calcular a dose da droga, realizar variações na taxa de infusão, interfacear a bomba com microcomputadores e periféricos, etc.

A infusão pode ser feita através de controle volumétrico ou por controle não-volumétrico.

- controle volumétrico: unidade de volume por unidade de tempo (ml/ h). Controla o volume do líquido a ser infundido, assim como a velocidade de infusão, independente das características do líquido.

- controle não-volumétrico: número de gotas por unidade de tempo (gotas/min). Controla a quantidade de gotas liberadas, assim como a velocidade de infusão. O volume depende do tamanho da gota (que varia com o tipo do equipo), da temperatura, da viscosidade e de densidade do líquido.

Painel de Controle

Consiste normalmente num teclado para a entrada de dados sobre infusão a ser realizada.

Saída de dados ("display")

As saídas de dados das bombas de infusão mais comuns são "displays" alfanuméricos e LCD ("display" de cristal líquido); apresentam informações sobre a infusão em andamento: volume total a ser infundido, fluxo (ml/h ou gotas/min), tempo total e tempo restante da infusão, dados sobre alarmes, etc.

Alarmes

Além de fornecer um fluxo preciso de infusão, as bombas de infusão devem possuir alarmes para garantir a segurança do paciente, mesmo em caso de mau uso do equipamento.

Os alarmes indicam:

- Bolhas de ar no equipo (na presença de bolhas de ar, a infusão deve ser automaticamente interrompida);
- Fluxo livre;
- Oclusão do equipo;
- Fim de infusão (término do líquido);
- Bateria fraca (a bateria deve ter autonomia mínima de 5 minutos).

Motor

Utilizam-se motores de corrente contínua ou motores de passo pare acionar os mecanismos de infusão.

Mecanismos de Infusão

Neste bloco é gerada a pressão de infusão, responsável pelo fluxo do fluido. Os mecanismos de infusão mais comuns são os peristálticos, por seringa e por pistão ou diafragma.

Peristáltico

Nas bombas com mecanismo de infusão peristáltico ou bombas peristálticas o mecanismo de infusão é caracterizado pelo esmagamento de um tubo por onde passa o líquido a ser infundido, como indicado na figura 5.

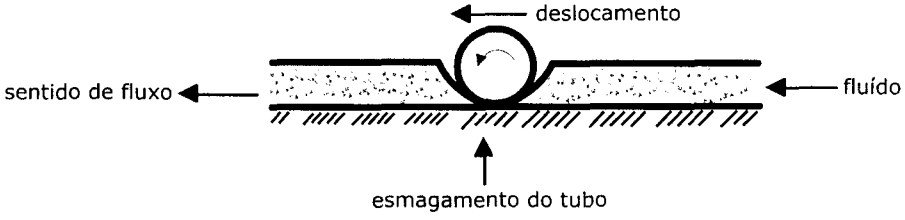


Figura 5. Representação do mecanismo peristáltico de infusão.

As bombas peristálticas podem usar mecanismo rotativo com e sem batente ou linear. Fornecem um fluxo entre 0,01 e 999 ml/h, e seu volume é limitado pela capacidade do reservatório.

Peristáltico Rotativo

O mecanismo de infusão peristáltico rotativo é composto por um rotor que pressiona pequenos rolos contra um tubo flexível (figura 6).

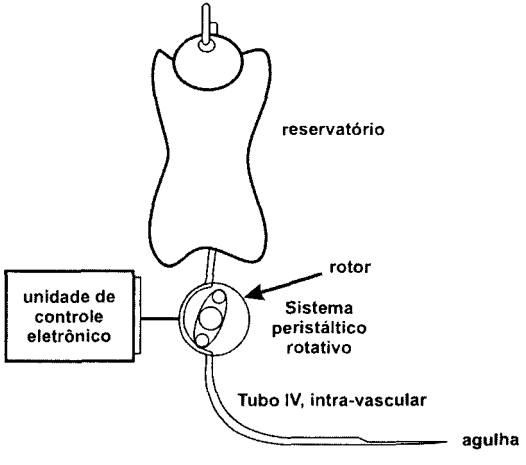


Figura 6. Representação do mecanismo de infusão peristáltico rotativo.

Pode ser construído de duas formas básicas: com e sem batente.

Com batente: o tubo é pressionado contra um ponto fixo (batente rígido); pode ser usado equipo comum.

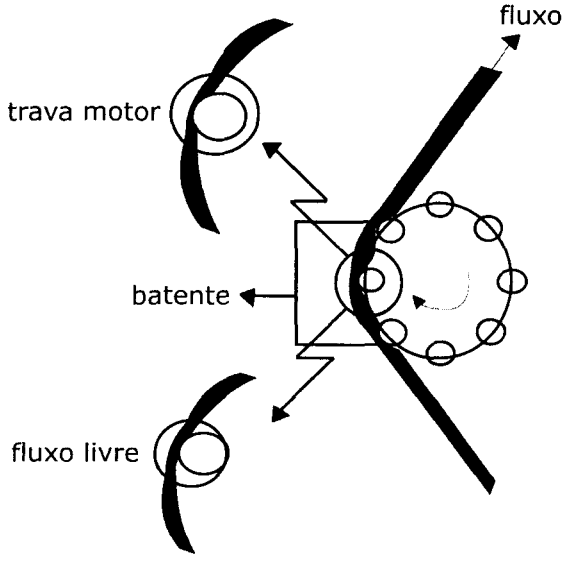


Figura 7. Esquema do sistema peristáltico rotativo com batente. O fluxo é estabelecido de acordo com o grau de esmagamento do tubo do equipo. Na figura são indicados dois casos extremos: fluxo livre, em que o sistema rotativo não esmaga o tubo; e interrupção do fluxo, em que o tubo é totalmente esmagado pelo sistema rotativo.

Sem batente: Não possui ponto fixo de esmagamento. O tubo é preso sobre o rotor (figura 8); roletes esticam e esmagam o tubo promovendo o fluxo.

É necessário usar equipo de silicone (pelo menos a porção onde ocorre o esmagamento do tubo). O equipo é específico para cada modelo de bomba.

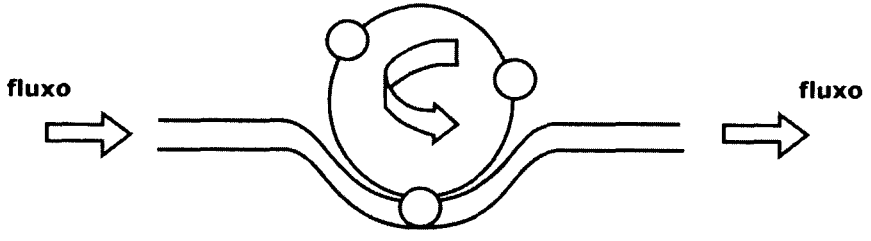


Figura 8. Esquema do sistema peristáltico rotativo sem batente.

Vantagens e desvantagens:

Com batente: possui um único ponto de esmagamento, o que o torna mais confiável; seu ajuste (mecânico) é difícil.

Sem batente: é mais fácil de ser construído; exige um torque maior do motor para impulsionar o líquido e exige equipo especial (de silicone).

A escolha do tubo de silicone: está ligada a diversos fatores:

- Grau de pureza (médico, alimentício ou industrial);
- Diâmetro interno do tubo define a quantidade de fluido deslocada a cada passo do motor;
- Espessura da parede do tubo determina a força para se obter o colabamento do tubo.

Peristáltico Linear

Na figura 9 é representado o mecanismo de infusão peristáltico linear. Este mecanismo é composto por uma série de placas (ou engrenagens) que pressionam o tubo contra um batente, realizando um movimento ondulatório gerado por um fuso, acionado pelo motor, justaposto às placas. O fluido é impulsionado pela pressão aplicada ao tubo em posições consecutivas.

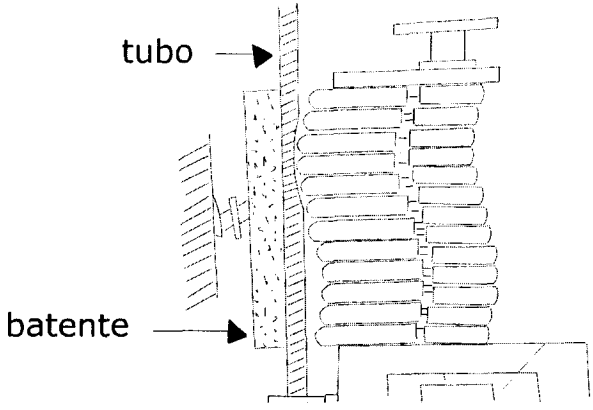


Figura 9. Representação do sistema de infusão peristáltico linear.

Vantagens: alta precisão (erro menor que 2%) e infusão contínua (não pulsátil). As bombas com mecanismo de infusão a seringa não possuem sensor de ar, pois são menos suscetíveis a este problema.

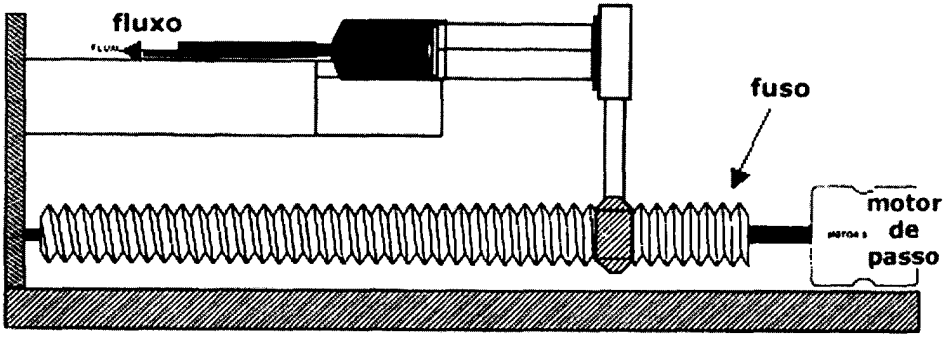
Desvantagens: volume limitado ao da seringa e necessidade de padronização das seringas. Apesar de serem limitadas pelo volume da seringa (máximo 100ml), alguns modelos podem acomodar mais de uma seringa.

Seringa

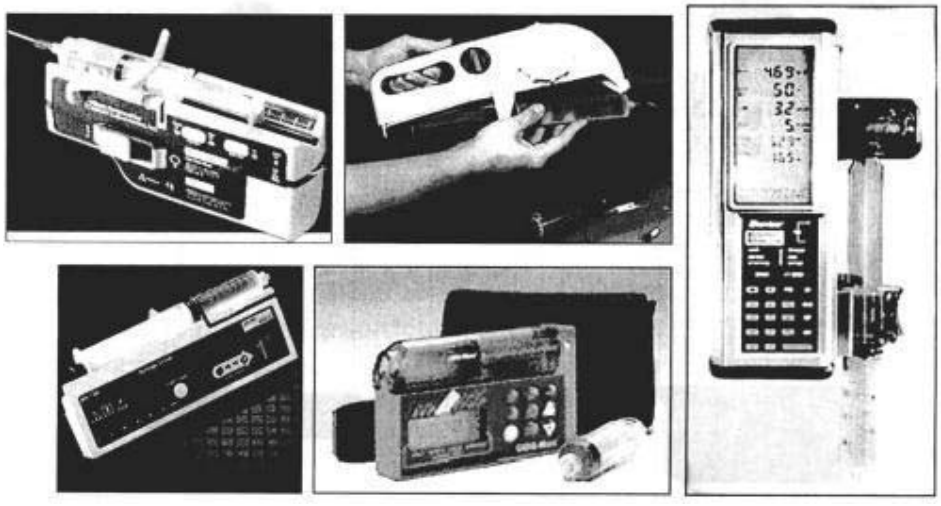
Bombas com mecanismo de infusão com seringa ou bombas de seringa utilizam uma seringa como reservatório da droga; garantem precisão elevada e fluxo contínuo para pequenos volumes (menores que 100ml) de medicamentos potentes.

Por infundirem soluções com precisão elevada e baixo fluxo, são particularmente apropriadas para aplicações pediátricas e terapia intensiva, onde volumes pequenos de medicamentos com concentração elevada devem ser infundidos por um longo período de tempo.

Neste mecanismo a rotação do motor de passo é transmitida a um fuso (rosca sem fim) que movimenta o êmbolo da seringa (figura 10). Normal-mente uma mola ou um mecanismo a gás é utilizado para empurrar o êmbolo com força constante, criando uma pressão de infusão constante.



(a)



(b)

Figura 10. (a) Esquema do mecanismo de infusão por seringa.
(b) exemplos de bombas de seringa.

Pistão ou Diafragma

Este mecanismo utiliza um equipo tipo pistão e tubo como o indicado na figura 11. O motor transmite um movimento ao pistão que entra e sai do êmbolo do equipo, promovendo o enchimento (figura 11 a) e o esvaziamento (figura 11 b) do reservatório (ou diafragma) de um volume conhecido.

Uma válvula direciona o fluxo conforme o estágio ao longo do ciclo de bombeamento. Este mecanismo controla o volume infundido variando a amplitude e a taxa do deslocamento do pistão.

Vantagem: grande precisão (2%)

Desvantagem: fluxo pulsátil (o líquido é infundido a incrementos discretos de volume); grande custo do equipo.

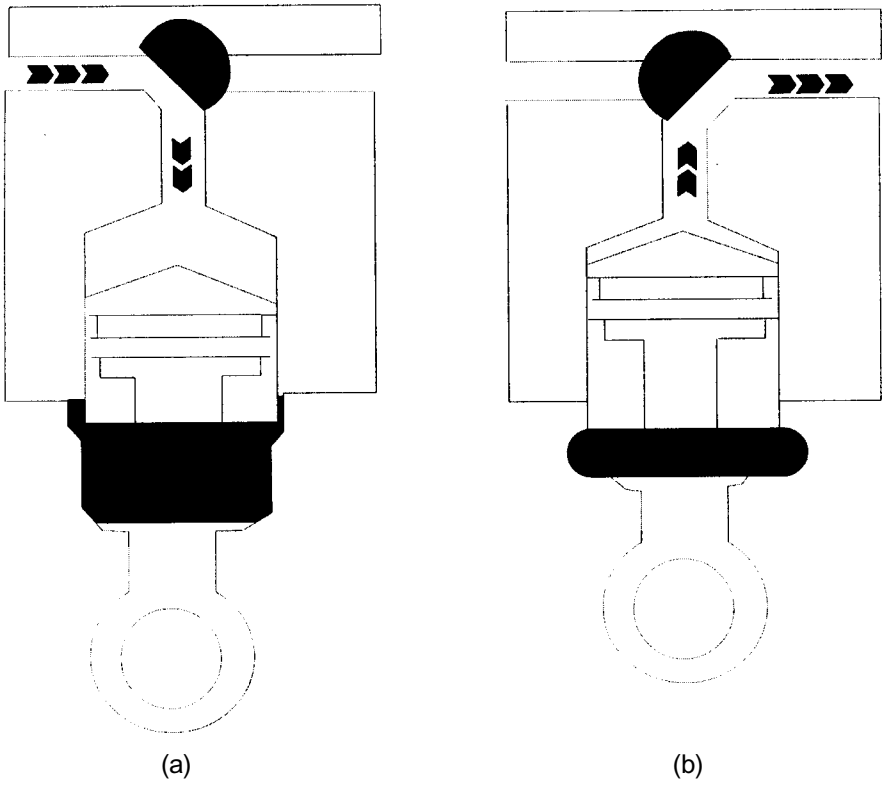


Figura 11. Esquema de funcionamento do sistema de infusão tipo pistão. (a): pistão abaixa, reservatório enche. (b): com a subida do pistão o reservatório é esvaziado e a droga é impulsionada através do equipo.

Sensor de Gotas

Este sensor é posicionado junto à câmara de gotejamento do equipo e é composto normalmente, por um LED, que emite um feixe de luz, e um componente fotosensível, como o fototransistor, na figura 12.

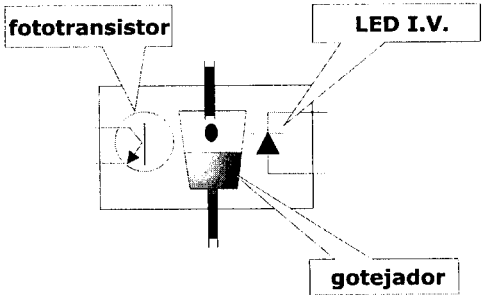


Figura 12. Esquema de um sensor de gotas.

Cada gota interrompe o feixe de luz gerado pelo LED e corta a corrente no fototransistor, gerando um pulso. A freqüência de pulsos é medida e comparada com o valor ajustado pelo operador no painel de controle. Se a freqüência estiver fora da faixa selecionada, o circuito soa o alarme. Este sensor além de ser usado para medir o fluxo de infusão, também detecta fluxo livre.

Sensor de Ar

Este sensor é posicionado junto ao equipo, após o mecanismo de infusão, e opera de modo análogo ao sensor de gotejamento, com um LED de um lado do tubo e um sensor fotoelétrico do outro: quando uma bolha de ar atravessa o tubo, mais luz chega ao sensor, e será enviado um sinal para o circuito de controle que disparará o alarme de ar na linha.

Demais Sensores

Pode-se ainda utilizar sensores de pressão para detectar oclusão na linha e transdutores de ultra-som para medir o fluxo de infusão, além de final de infusão, reservatório vazio e erro de programação. Na maioria das bombas pode-se armazenar na memória as programações e o volume total infundido no caso de interrupção temporária, causada por alarme (por exemplo).

Equipo

O equipo é o dispositivo que transporta o líquido do reservatório para o paciente (NBR IEC 60601-2).

Equipo universal: desenvolvido para utilização em qualquer bomba peristáltica.

Equipo específico: desenvolvido para uso específico em um modelo de bomba de infusão. Garante maior exatidão da vazão infundida.

Algumas bombas possuem capacidade de armazenar dados, tais como configuração da bomba (programação), ocorrência de alarmes, erros de sistema, uso de comando e o tempo e data de cada evento. Também podem possuir uma porta serial RS232 para saída de dados para um microcomputador ou impressora, permitindo aos hospitais armazenar dados sobre procedimentos de infusão.

CLASSIFICAÇÃO DAS BOMBAS DE INFUSÃO

Bombas de Infusão de Uso Geral

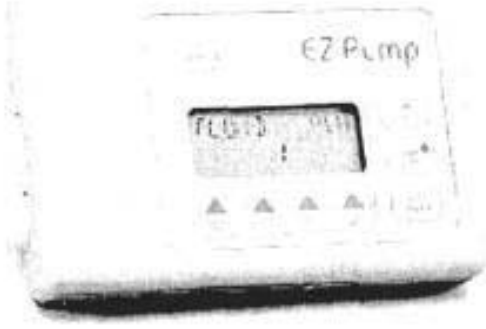
Bombas de infusão de uso geral são usadas para aplicar com precisão soluções contendo drogas através de rotas Intravenosa e epidurais em procedimentos terapêuticos ou de diagnóstico. São usadas em hospitais, estabelecimentos de saúde alternativos e ambulâncias.

Bombas Ambulatoriais de Infusão

As bombas ambulatoriais de infusão administram soluções (agentes parenterais) através de seringas ou reservatórios compressíveis e são pequenas o suficiente para serem carregadas pelo paciente. São usadas para infundir soluções via intravenosa (IV), epidural e ocasionalmente intra-arterial. A infusão pode se dar continuamente (por exemplo, hormônio do crescimento, nutrição parenteral total e quimioterapia) ou intermitentemente (como no caso de antibióticos).

Pacientes que necessitam apenas de terapia de infusão podem ser tratados fora do hospital com uma bomba de infusão ambulatorial. A infusão se dá através de um cateter que pode ser implantado em uma veia periférica ou central.

Bombas ambulatoriais eletrônicas (Bombas peristálticas, Bombas a seringa, Bombas de insulina) utilizam os mesmos mecanismos de infusão discutidos anteriormente. Existem também bombas de infusão descartáveis, como a bomba por balão elástico, onde a pressão de infusão é obtida pelo preenchimento de um balão elástico, e o controle do fluxo é feito através das características do equipo.



A maioria das bombas ambulatorial é alimentada a bateria e são microcontroladas, sendo que alguns modelos permitem programações complexas de regimes de infusão de mais de uma droga.

Bomba de Insulina

Bombas de insulina são bombas para uso ambulatorial específicas para infusão de insulina em indivíduos portadores de diabetes Tipo I (insulina-dependentes). A infusão se dá através de um cateter subcutâneo inserido na região abdominal. O reservatório geralmente tem capacidade para 3ml de solução, o suficiente para dois dias. Tais bombas infundem microvolumes ("boluses") de forma pulsátil, fornecendo um controle metabólico melhor do que as injeções, porque infundem insulina de maneira semelhante à de um pâncreas saudável.

Na maior parte do tempo, opera com um fluxo basal, suficiente para assegurar o volume de glucose necessário para fornecer energia ao paciente durante a noite e nos intervalos entre refeições. A taxa basal é definida em unidades por hora, programando-se um microprocessador. Pode-se infundir uma dose extra nos horários das refeições (geralmente 30 minutos antes, antecipando a elevação de glucose no sangue com a digestão dos alimentos). A dose extra é calculada levando-se em conta o conteúdo calórico e de carbohidrato da refeição e do nível de glucose pré-refeição.

Sistemas de malha aberta de infusão de insulina não monitoram o nível de insulina no sangue do paciente e pode-se utilizar como coadjuvante,

um monitor portátil de glucose no sangue para realizar pelo menos 4 análises diárias. Os resultados das análises podem ser utilizados para reprogramar a bomba de infusão de insulina.

Pacientes diabéticos independentes de insulina (Tipo II e diabetes induzida por gravidez), podem eventualmente, ser tratados com infusão subcutânea intermitente de insulina.

A maioria das bombas de insulina utiliza cateter revestido internamente por um material que não reage com a insulina ("polyolefin"), a fim de evitar incrustações (com perda de insulina) e entupimento do cateter.

Algumas bombas têm capacidade de guardar dados e possuem um comando de "automatic off" que encera a infusão de insulina após um período pré-programado, evitando assim hipoglicemia.

Bomba de Infusão de Analgésicos Controlada pelo Paciente (PCA)

Bombas de infusão PCA operam de forma análoga às demais bombas discutidas até aqui, com a diferença de que estas infundem doses de medicamento conforme a requisição do paciente, isto é permitem que o paciente se auto-administre doses de analgésicos por via intravenosa, subcutânea ou epidural.

Bombas PCA são indicadas para pós-operatório, pacientes terminais e traumatizados que apresentem um perfil psicológico adequado, e permitem administração segura de analgésicos conforme a necessidade do paciente, mas dentro dos limites prescritos pelo médico responsável.

Para evitar "over dose", pode-se ajustar o intervalo mínimo de tempo entre uma infusão e outra (intervalo de bloqueio do mecanismo). Também são programáveis a dose basal e o volume da dose extra. O botão de acionamento pode estar localizado na bomba ou em um cabo junto ao leito do paciente.

Bombas Implantáveis

Em alguns casos de dores crônicas (como as causadas por trauma físico e por alguns tipos de câncer), que não encontram solução nem com doses elevadas de medicação oral, e em que é necessário aplicar a droga o mais

próximo possível de uma região específica, para reduzir a dose efetiva, pode-se utilizar bombas de infusão implantáveis. O mecanismo de controle e infusão é implantado sob a pele, por exemplo, na região abdominal ou na região lombar, e um catéter, também implantado, leva a droga até a região alvo.

Bombas implantáveis devem ser pequenas e confiáveis. Devem permitir recarga do reservatório, e nos modelos eletrônicos a programação e o controle devem ser feitos externamente, por exemplo, através de ondas de rádio freqüência (RF). A bateria deve permitir uma certa autonomia de tempo antes da substituição da bomba (cirúrgica).

Existem modelos comerciais que permitem recarga, mas não regulação. O exemplo mostrado na figura 13 constitui um dispositivo totalmente mecânico, onde a pressão de infusão é gerada por gás "freon" ou fluorcarbono (que tende a se expandir a 37ºC) contido a uma pressão P1 num compartimento fechado que comprime o reservatório do medicamento. A pressão ao redor da bomba é P2. A recarga se dá por injeção de fluido através da perfuração do "septum" (figura 13 II).

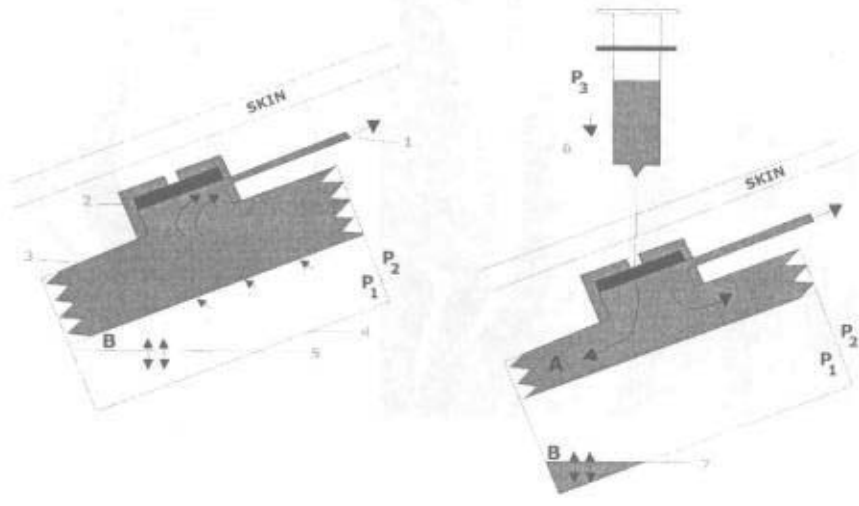


Figura 13. Esquema de funcionamento da bomba implantável (sem motor). I: em pleno funcionamento. II: em recarga. 1: saída do líquido infundido. 2: auto-selamento da bomba para conter a droga. 3: reservatório da droga. 4: gás a pressão 1. 5: interface vapor/líquido do gás freon. 6: droga a ser infundida (P3 > P1). 7: condensação do vapor de gás freon.

No exemplo apresentado na figura 14, uma bomba de infusão com 2,5cm de espessura, 7,5cm de diâmetro e 170g de peso foi implantada cirurgicamente, logo abaixo da pele na região lombar. O catéter, também implantado cirurgicamente, é um tubo fino, com uma ponta conectada à bomba e a outra ponta localizada no espaço intratecal (ao redor da medula espinhal), onde a medicação para dor é liberada diretamente no fluido que envolve a medula espinhal, em doses controladas precisamente. Normalmente a dose nestes casos é apenas uma fração daquela que seria necessária, caso fosse administrada oral ou intravenosamente (muitas vezes sem alcançar o efeito desejado), uma vez que está sendo aplicada no local por onde a informação da dor é transmitida. Os efeitos colaterais são bastante reduzidos com a utilização da bomba implantável.

As bombas implantáveis são projetadas para não causar desconforto e não restringir os movimentos do paciente. A droga no reservatório é renovada através de injeção aplicada na parte central da bomba, no consultório médico, tipicamente a cada 6 a 8 semanas.

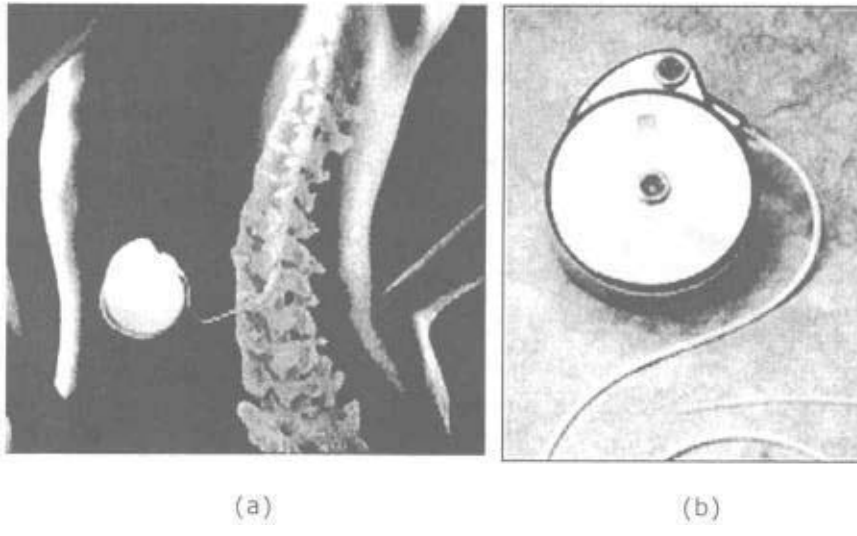


Figura 14. (a) Exemplo de localização de bomba de infusão implantada na região lombar, com a droga sendo liberada no espaço intratecal, através de cateter. (b) Bomba de infusão de drogas implantável (Meditronic Pain Therapies Intrathecal).

Bombas de Múltiplos Canais

Pacientes de UTI muitas vezes necessitam de múltiplas infusões contínuas ao mesmo tempo. Por exemplo, além de terapia intravenosa com drogas, o paciente também necessita de rehidratação. Quando soluções de mais de um reservatório precisam ser infundidas, pode-se utilizar bombas de infusão com múltiplos canais ou uma combinação de bombas de canal único, montadas num único polo IV. Algumas bombas permitem a infusão simultânea ou intercalada ("piggybacking") de duas soluções com taxas e volumes de infusão diferentes. No modo intercalado, para iniciar uma infusão secundária, é preciso fechar a linha primária, ajustar a infusão secundária, e então reabrir a linha primária quando a infusão secundária terminar (normalmente indicada por acionamento de alarme próprio).

CONTROLE EM MALHA FECHADA

Dispositivos de infusão com controle em malha fechada (com realimentação negativa da saída na entrada do sistema, para reduzir o erro) vêm sendo desenvolvidos para:

- Melhorar o tratamento do paciente, através da infusão precisa da quantidade necessária de medicamento para se obter a maior eficiência;
- Para reduzir a atenção dispensada pelos profissionais envolvidos no tratamento intravenoso do paciente.

Em um sistema convencional de administração de drogas (figura 15 a), a taxa e o volume de infusão é determinado com base na experiência do operador, e uma forma de melhorar este sistema é o uso de "softwares específicos de auxílio à decisão do operador (figura 15 b).

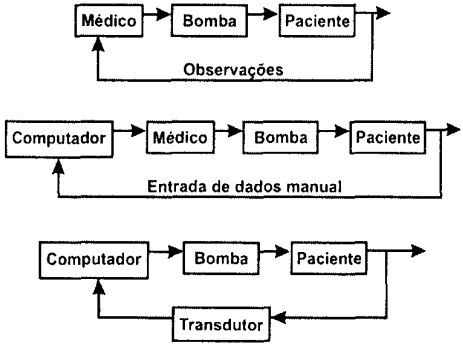


Figura 15. Esquemas de funcionamento de um sistema tradicional de administração de drogas (a); de um sistema com "software" de auxílio ao operador (b); e de um sistema completamente automatizado (c).

Em sistemas completamente automatizados (figura 15 c), sensores fazem a transdução da variável a ser controlada e um algoritmo (programa) de computador calcula a taxa de infusão, que é automaticamente ajustada pela bomba.

ACIDENTES COM BOMBAS DE INFUSÃO

Os acidentes mais comuns com bombas de infusão são:

- Fluxo livre: pode levar à "over dose" e ocorre normalmente devido ao mau posicionamento ou escape do equipo e uso inadequado do equipo;
- Interferência eletromagnética: pode alterar a programação e, portanto o funcionamento da bomba;
- Infecção e necrose no local da infusão: pode ocorrer devido à falta de higienização e deslocamento da agulha.

CONSIDERAÇÕES DE COMPRA/MANUTENÇÃO

Bomba de infusão de uso geral: custo entre R$2.000,00 e R$9.000,00; equipo universal (R$1,20).

Bomba de infusão de uso geral, com equipo específico: cedida em comodato pelo fabricante. Equipo específico: de R$6,20 a R$6,50. Normalmente o contrato prevê a aquisição de um número mínimo de equipos. Por exemplo, um contrato envolvendo a cessão de 50 bombas, pode prever a aquisição de pelo menos 2000 equipos, no período de 1 ano.

Bombas em comodato não necessitam manutenção: são substituídas pelo fabricante, mas os equipos específicos são muitas vezes mais caros que o universal.

Bombas de uso geral com equipo universal: na aquisição de tais bombas, deve-se levar em conta a qualidade do produto, o custo inicial e o gasto com a manutenção.

O ECRI (Emergency Care Research Institute) recomenda a padronização, ou seja, a utilização do uso de um só modelo de bomba ou pelo menos de uma só marca, para facilitar o treinamento do pessoal envolvido, a manutenção e o fornecimento de suprimentos.

(obs: preços com base em maio de 2001).

ROTINAS DE TESTE E CALIBRAÇÃO

Hospitais em geral possuem um número elevado de bombas de infusão. Portanto, a freqüência com que as inspeções de rotinas são programadas tem um impacto razoável em termos de custo e na utilização de funcionários.

As rotinas de inspeção são normalmente realizadas apenas 1 ou 2 vezes ao ano, geralmente seguindo as recomendações do fabricante, devido à grande confiabilidade de tais equipamentos. Geralmente quando tais equipamentos falham, alarmes são acionados, não ocorrendo sub ou super infusão de soluções no paciente. Podem ocorrer falhas de alarmes e de sensores durante a utilização das bombas, que raramente poderiam ser detectadas durante inspeções de rotina. Além disso, a calibração das bombas de infusão não deve apresentar mudanças durante todo o seu ciclo de vida (5 a 10 anos) e a maior parte dos acidentes envolvendo bombas de infusão decorrem do mau uso por erro do operador, e não por defeitos no equipamento.

O intervalo entre inspeções de rotina pode ser determinado, em cada instituição, a partir dos relatórios de inspeções e das manutenções realizadas e com o programa de qualidade em vigor. De acordo com a análise destes relatórios, o intervalo entre inspeções pode ser diminuído ou extendido.

No caso de bombas de infusão, fora do comodato, as partes que costumam apresentar problemas, mesmo que raros, são os circuitos de alimentação e "drivers" do acionamento da propulsão de fluxo, e do tracionamento do equipo. Não envolvem componentes específicos (transistores, diodos retificadores, capacitores, etc), não havendo necessidade de manutenção de estoque de tais componentes. Os componentes integrados (microcontroladores e EPROMs) são fornecidos apenas pelos fabricantes.

Os testes de inspeção devem ser realizados para verificar:

Características de funcionamento da bomba de infusão:

Verificação de taxas de fluxo e de volume a ser infundido (VBTI)

- Uma bomba em geral é capaz de entregar infusões primárias a fluxos entre 1 a 999m1/h e infusões secundária entre 1 e 200m1/h;

- Deve limitar a programação do fluxo máximo a valores coerentes. Por exemplo, bombas que permitem infusão de microvolumes entre 0,1 e 99,0 1/h, não devem aceitar programação de fluxos maiores que 99,9m1/h.

Funções de memória

Em geral, depois de desligada, uma bomba de infusão retém os ajustes de fluxo e VBTI e dados sobre alarmes por até 4 horas. Idealmente, a bomba deve permitir a revisão de períodos pós e pré-alarmes e permitir a impressão dos dados.

Desempenho

Descontinuidade de fluxo baixo (1ml/h ou menos) deve ser mínima. A continuidade de fluxo é especialmente importante na infusão de drogas de ação rápida. Erros de fluxo de até 5% por menos de 30s podem ser tolerados.

Precisão de fluxo. O fluxo deve se manter dentro de +/-5% do valor programado e não deve variar mais que 5% durante um período de 72 horas de uso.

Características de segurança

Alarmes devem indicar claramente o problema específico causador do alarme.

Não deve ser possível desarmar alarmes sonoros indefinidamente. Se silenciado momentaneamente, devem ser reativados automaticamente após 2 minutos ou menos.

Mesmo havendo controle de volume sonoro, não deve ser possível ajustar volumes inaudíveis.

A bomba deve ser capaz de detectar uma oclusão antes do paciente (“upstream”) sem precisar do sensor de gotas ou outro dispositivo externo.

O limite de pressão do fluxo no paciente (“downstream”) deve ser menor que 20psi (1034mmHg), para evitar que o equipo se desprenda. Na

maioria das aplicações (venosas), pressões de infusão menores que 4psi (207mmHg) são suficientes. Para linhas epidurais pressões em torno de 10psi (517mmHg) são necessárias. Para aplicação neonatal, deve ser possível ajustar a pressão máxima em valores menores que 2psi (103mmHg).

Alguns modelos dispõem de gráfico de tendência de pressão (mudanças relativas de pressão de infusão) o que auxilia o operador a detectar oclusões incipientes.

Quando ocorre uma oclusão, a bomba deve interromper o fluxo e soar o alarme o mais rápido possível (o que pode levar alguns minutos).

O controlador de infusão deve ser resistente a programações incompletas, como quando o próprio paciente ou um visitante mexer no painel. Os ajustem devem ser feitos em duas etapas, sendo a segunda, uma confirmação da mudança estabelecida na primeira etapa.

Quando desconectado da bomba, o equipo não deve permitir fluxo livre para o paciente, apenas um ajuste gravitacional.

Inspeções de rotina podem ser realizadas segundo protocolos indicados pelo fabricante do equipamento e estabelecidos pelo hospital, com ou sem utilização de analisadores de bombas de infusão. Estes dispositivos realizam testes simples de fluxo, volume e alarmes de oclusão, substituindo buretas, balanças, temporizadores barômetros, etc., e são necessários quando o número de bombas de infusão a serem inspecionadas e consertadas diariamente é elevado.

O analisador de bombas de infusão necessita calibração anual, realizada pelo próprio fabricante.

BIBLIOGRAFIA

WEBSTER, J.G. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** John Wiley & Sons, Inc., 1988.

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation, application and design,** 2n(ed., 1992. p. 752-792.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR IEC 60601-2.** ABNT 1996;

BRONZINO, J.D. **The Biomedical Engineering Handbook.** Boca Raton Fl.: CRC Press, Inc., 1995.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Infusion Pumps, Ambulatory; Infusion Pumps, Syringe; Infusion Pumps, General Purpose; Infusion Pumps, Controllers.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meet ing, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Health Devices. **General-Purpose Infusion Pump.** Purchasinç Guide. v.26, n.2, p.36-44. 1997. 1 CD-ROM.

ECRI. Health Devices. **General-Purpose Infusion Pump.** Evaluatior Criteria, Test methods, and results. v.26, n.2, p.61-66, 1997. 1 CD-ROM.

ECRI. Health Devices. **Infusion Pump Analyzers.** v.27, n.4-5, p.124-147, 1998. 1 CD-ROM.

ECRI. Health Devices. **Infusion Pump Inspection Frequencies.** v.27, n.4-5, p.148-150, 1998. 1 CD-ROM.

Medtronic, Inc. Disponível em: <http://www.medtronic.com> Acessado em: 15 jul. 2002.

OutPatient Intravenous Therapy (OPIT) Source Book - Your resource guide for products and services available today for infusion therapy. Disponível em: <http://www.opitsourcebook.com/alaris.html> Acessado em: 15 jul. 2002.

OutPatient Intravenous Therapy (OPIT) Source Book - Your resource guide for products and services available today for infusion therapy. Disponível em: <http://www.opitsourcebook.com/infudev.html > Acessado em: 15 jul. 2002.

EBM LTDA. - BOMBAS DE INFUSÃO DE EQUIPO E SERINGA - NIKKISO. Disponível em: <http://www.ebmequipamentos.com.br/bombas.html> Acessado em: 15 jul. 2002.

Dibmed Distribuidora. Disponível em: <http://www.dibmed.com.br> Acessado em: 15 jul. 2002.

CAPÍTULO 9

ELETROCARDIÓGRAFO E MONITOR CARDÍACO

Elaborador por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 333

HISTÓRICO 333

FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO 335

Anatomia 335
Coração como bomba 336
Propriedades das fibras cardíacas 336
Potencial de ação das fibras cardíacas 337

O ELETROCARDIOGRAMA (ECG) 339

Características do sinal eletrocardiográfico 339
Vetor despolarização 340

DERIVAÇÕES 340

APLICAÇÕES CLÍNICAS 343

ELETROCARDIÓGRAFO E MONITOR CARDÍACO 345

Função 345
Diagramas em bloco 345
Outros recursos 356

INTERFERÊNCIAS NO SINAL DE ECG 357

ASPECTOS DE SEGURANÇA 359

BIBLIOGRAFIA 362

INTRODUÇÃO

Eletrocardiógrafos: detectam os sinais elétricos associados à atividade cardíaca e produzem o eletrocardiograma, ECG, um registro gráfico de tensão elétrica em função do tempo.

A atividade elétrica do coração humano pode ser detectada na superfície do corpo (amplitude em torno de alguns milivolts) e registrada no eletrocardiograma.

Eletrocardiograma: o ECG constitui um dos mais úteis métodos não-invasivos de diagnóstico médico. O ECG é usado para diagnosticar e acompanhar a evolução de arritmias cardíacas e diversas outras patologias do coração. Pode ser obtido no consultório médico, durante um exame de rotina (12 derivações), com o paciente em repouso, para diagnosticar problemas cardiovasculares.

Monitor eletrocardiográfico: usado principalmente no centro cirúrgico e na UTI. O ECG pode ser obtido continuamente (são necessários pelo menos dois eletrodos de registro e um terceiro de referência) para monitorar a função cardíaca (freqüência de batimento) do paciente. Geralmente está associado à monitoração de outros parâmetros vitais, tais como taxa respiratória, pressão sangüínea, débito cardíaco, oxigenação do sangue, etc.

HISTÓRICO

1872: Gabriel Lippmann inventa o "eletrodo capilar" (capilar de vidro com Hg e H_2SO_4 cujo menisco de vidro era lido com microscópio;

1891: as três fases da atividade cardíaca, denominadas ondas P e T e complexo QRS, são descritas (Burdon-Sanderson e Paige, em animais; Waller em humanos);

1895: Willem Einthoven aperfeiçoa o eletrodo capilar e descreve as cinco deflexões;

1897: Clement Ader cria o galvanômetro de corda;

1901: Einthoven constrói o primeiro ECG com galvanômetro de corda; 1903: Einthoven vende o primeiro ECG comercial;

1905: Einthoven transmite sinais de ECG do hospital para o laboratório por telefone;

1906: Einthoven publica o primeiro atilas com ECGs normais e anormais diferenciados para ventrículos e átrios, do lado direito e do lado esquerdo;

1912: Einthoven descreve o triângulo equilátero formado pelas derivações I, II e III e introduz os eletrodos de imersão;

1917: Utilização dos eletrodos de registro de metal com algodão embebido em solução salina;

1924: Einthoven ganha o prêmio Nobel por inventar o eletrocardiógrafo;

1932: Charles Wolferth e Francis Wood descrevem o uso clínico de derivações no peito (V1 a V6);

1938: Utilização de válvulas e TRC (tubo de raios catódicos) para amplificar e visualizar os sinais eletrocardiográficos;

1942: Emanuel Goldberg acrescenta as derivações aVR, aVL e aVF completando as 12 derivações utilizadas até os dias atuais;

Anos 40: surge o primeiro monitor por telemetria. Usava tubos de vácuo era muito pesado, sendo de utilidade em estudo de "stress".

1950: Primeiros eletrocardiógrafos transistorizados;

1961: N. J. Holter cria o primeiro ECG portátil;

1966: Utilização de computadores IBM para reconhecimento de padrões para diagnóstico automático;

1969: Geddes usa eletrodos de Ag/AgCI e pastas eletrolíticas à base de CI;

A partir dos anos 70: utilização de eletrodos descartáveis; a introdução de computadores teve grande impacto no desenvolvimento tecnológico dos eletrocardiógrafos e monitores cardíacos, levando ao desenvolvimento da aquisição automática de dados, análise, processamento e detecção automática (inclusive em rede) de arritmias.

FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

Anatomia

O suprimento sangüíneo para as diversas partes do corpo é mantido no sistema circulatório de acordo com o aumento ou diminuição da resistência sistêmica ao fluxo de sangue.

Quando em repouso, o fluxo de sangue no ser humano adulto é de aproximadamente 5 1/min, o que equivale a 60-80 batimentos do coração por minuto.

Em exercício, o fluxo aumenta para 15 a 25 1/min e o número de batimentos do coração por minuto fica entre 120 a 160.

Na figura 1 é apresentado um corte do coração, com 4 câmaras, (átrios esquerdo e direito (AD e AE), ventrículos esquerdo e direito (VE e VD)); a veia cava superior e o sistema de condução elétrico do coração: nodos sino-atrial (AS) e átrio-ventricular (AV), redes de Purkinje e feixe de His.

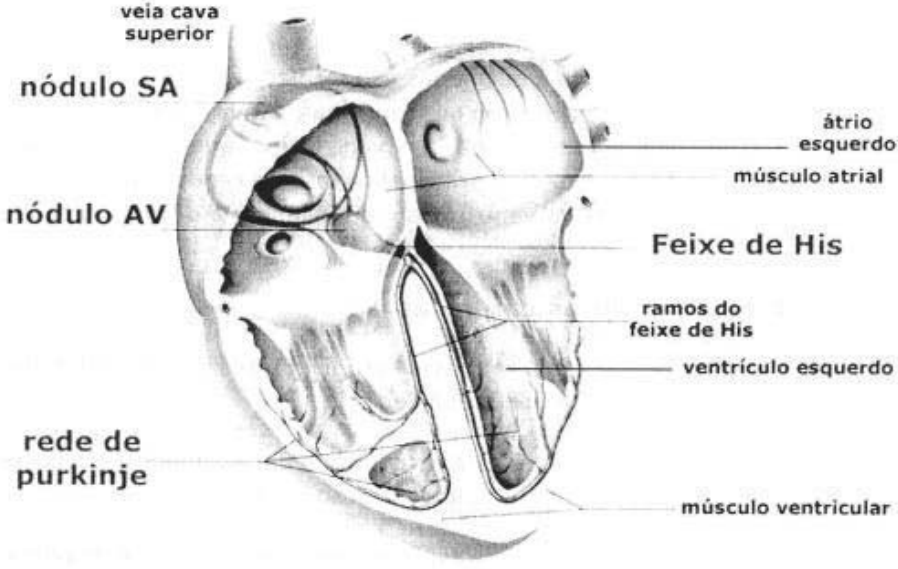


Figura 1. Corte do coração apresentando as 4 câmaras e o sistema de condução elétrica.

Coração como bomba

O coração consiste em uma bomba muscular pulsátil unidirecional dupla, que trabalha em dois tempos.

Bomba muscular pulsátil: tem a função de manter ativamente o fluxo sangüíneo como principal mecanismo de transporte de substâncias por todo o corpo. O fluxo é exercido no momento da contração dos ventrículos, que é seguida pelo relaxamento e portanto, não é contínuo e sim pulsátil.

Bomba dupla: o coração é formado por duas bombas distintas e análogas, que funcionam de forma síncrona: o coração direito (VD e AD) e o esquerdo (VE e AE). O primeiro é responsável pelo fluxo coração - pulmões e o segundo pela circulação em todo o corpo, inclusive no próprio coração.

Bomba unidirecional: cada câmara tem válvulas que impedem o refluxo do sangue, garantindo sentido único na circulação. As válvulas para baixa pressão estão nas saídas do átrio direito (tricúspide), do ventrículo direito (pulmonar) e do ventrículo esquerdo (aórtica). A maior pressão é na saída do átrio esquerdo (válvula mitral): quando está fechada, suporta a contração do ventrículo esquerdo, impedindo o refluxo.

Bomba em dois tempos: os dois lados são formados por câmaras superiores (átrio) e inferior (ventrículos) que funcionam alternadamente. A contração dos átrios leva ao enchimento dos ventrículos, que são os responsáveis pela atividade bombeadora principal. A fase de repouso dos músculos das câmaras inferiores ou ventrículos é a diástole e a de contração é a sístole.

Propriedades das fibras cardíacas

A fibra cardíaca apresenta quatro propriedades: excitabilidade, contratilidade, ritmicidade e condutibilidade.

Excitabilidade: é a propriedade de responder a um estímulo. A resposta da fibra cardíaca é representada pela contração muscular.

Contratilidade: em condições fixas, a resposta do coração é máxima, qualquer que seja a intensidade do estímulo, desde que supralimiar.

Ritmicidade ou automatismo: a fibra cardíaca tem a propriedade de originar, dentro de si mesma, o impulso que determina sua contração. Nem todas as partes do coração têm o mesmo automatismo.

Condutibilidade: os estímulos ativadores da musculatura cardíaca se originam numa região restrita. Graças à condutibilidade, o processo de ativação se propaga por toda a musculatura cardíaca. A condutibilidade é comum a todo tecido cardíaco, porém, encontra-se particularmente desenvolvida no feixe de His e seus ramos e na rede de Purkinje.

Potencial de ação das fibras cardíacas

As manifestações elétricas da atividade cardíaca refletem a atividade mecânica, sendo úteis do ponto de vista da prática clínica, no diagnóstico de patologias cardíacas. A contração do coração (átrios e ventrículos) é precedida por uma ativação elétrica, de padrão específico e bem coordenado, das estruturas musculares. Cada parte da estrutura cardíaca é especializada para uma função. Distinguem-se os tecidos nodal (NSA e NAV), de His e de Purkinje e muscular (atrial e ventricular).

Tecido nodal sino-atrial (NSA): o NSA tem a função de auto-ritmicidade. O nodo sino-atrial, também chamado de marca-passo primário, é formado por um agrupamento de células (1 a 2mm de comprimento e 2mm de largura). É onde ocorre o primeiro potencial de ação (PA), ou seja, é onde tem início a atividade elétrica do coração.

Feixe de His: a ativação elétrica iniciada no NSA é transmitida (velocidade 1m/s) ao tecido nodal átrio-ventricular (NAV) através dos ramos internodais do Feixe de His.

Tecido nodal átrio-ventricular (NAV): o NAV é o marca-passo secundário. Quando a despolarização chega ao NAV, suas fibras retardam a condução (velocidade 0,05m/s) antes que ela continue pelo feixe de His e pela rede de Purkinje dos ventrículos, para não haver contração simultânea de átrios e ventrículos.

Rede de Purkinje: as fibras de Purkinje apresentam velocidade de propagação alta (1m/s), permitindo a contração efetiva dos ventrículos. Mais de 50% da massa ventricular é estimulada em aproximadamente 10ms.

Cada tipo de tecido cardíaco exibe um potencial de ação característico: diferentes células apresentam formas diferentes de atividade elétrica, mas em geral, a contração é sincronizada pela despolarização do nodo sinoatrial há cada (aproximadamente) 800ms.

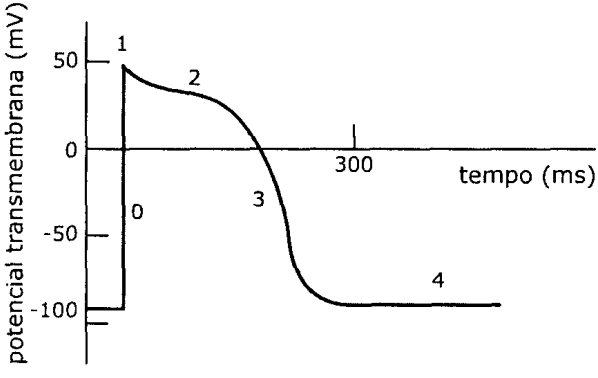
O sistema de condução especializado represent'a uma pequena porção da massa cardíaca, e assim, os átrios e os ventrículos são quem mais contribuem para o formato do potencial elétrico captado externamente ao coração.

Na figura 2 são apresentados o potencial de ação de uma fibra ventricular e de uma fibra do NSA.

O potencial da fibra ventricular exibe as fases de ativação (0), de recuperação inicial rápida (1) (principalmente devida à rede de Purkinje), platô de despolarização (2), repolarização (3) e potencial de repouso (4). As fases (1) e (2) correspondem à contração ou sístole e as fases (3) e (4) à diástole. O músculo cardíaco só apresenta uma nova contração depois de completada a relaxação da contração anterior.

O PA da fibra do NSA praticamente não exibe platô: despolariza e repolariza rapidamente e não tem período refratário absoluto.

- POTENCIAL DE AÇÃO DE UMA FIBRA CARDÍACA TÍPICA:



Fase 0: ativação

Fase 1: recuperação inicial

Fase 2: platô de despolarização

Fase 3: repolarização

Fase 4: potencial de repouso

- Período refratário absoluto: fases 1 e 2
- Período refratário relativo: fase 3

- POTENCIAL DE AÇÃO E DE FIBRA DO NODO ÁTRIO-SINUSAL
  - não tem período refratrário absoluto.

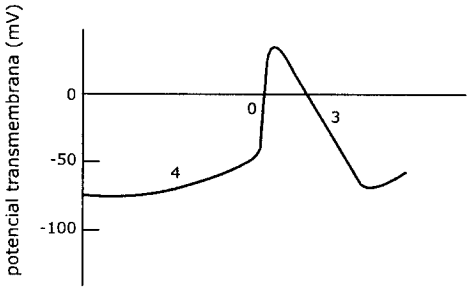


Figura 2. Potenciais de ação de uma fibra ventricular (a) e de uma fibra de NSA (b)

O ELETROCARDIOGRAMA (ECG)

Características do sinal eletrocardiográfico

O ECG é o registro da atividade elétrica do coração por meio de eletrodos colocados sobre a superfície corporal. Representa a somatória de todas as atividades elétricas que ocorrem a cada instante do ciclo cardíaco. A seqüência de eventos elétricos que resultam no ciclo sístole/diástole (figura 3) propaga-se através do volume condutor do tórax e pode ser medida na superfície do corpo através de eletrodos. Na figura 3 são mostrados os principais componentes que interessam num ECG típico.

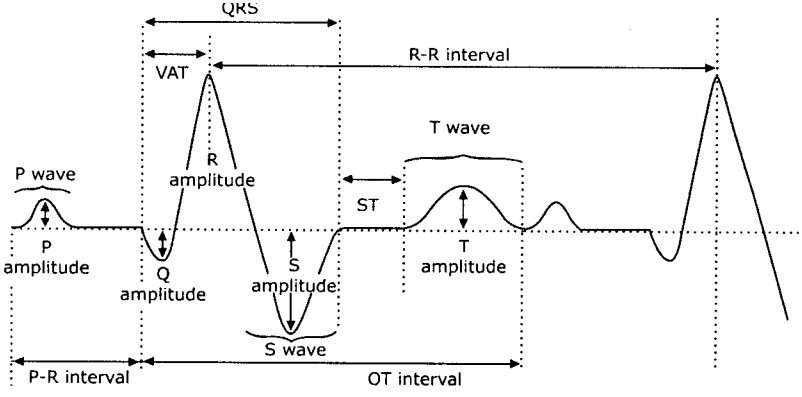


Figura 3. O ECG típico, mostrando as ondas P, T e o complexo QRS. A duração e a amplitude dessa formas têm significado clínico porque correspondem diretamente ao percurso de condução elétrica do coração.

Vetor despolarização

A cada instante da atividade ventricular, a atividade elétrica do coração pode ser representada por um vetor, com origem no centro elétrico do coração. A cada instante, este vetor representa a contribuição total de todas as áreas ativas do coração.

A amplitude deste vetor é proporcional à quantidade de massa muscular ativada (contraída) e o sentido deste vetor (resultante) acompanha o espalhamento da frente de despolarização.

DERIVAÇÕES

O ECG pode ser medido sobre qualquer ponto do corpo humano. A corrente iônica gerada pela frente de despolarização encontra um caminho de baixa resistência através do corpo até os eletrodos de registro. O coração é o gerador elétrico e o tórax, considerado um volume condutor linear, pode ser representado como uma carga resistiva; o potencial elétrico medido sofre atenuação com a distância do gerador (sobre o tórax, a amplitude típica é de 5mV).

Em 1912 Einthoven descreveu o triângulo equilátero formado pelas derivações I, II e III (figura 4). Para facilidade de padronização entre indivíduos, os eletrodos correspondentes ao triângulo de Einthoven são colocados, geralmente, sobre os pulsos (RA e LA) e no ornozelo esquerdo (LL).

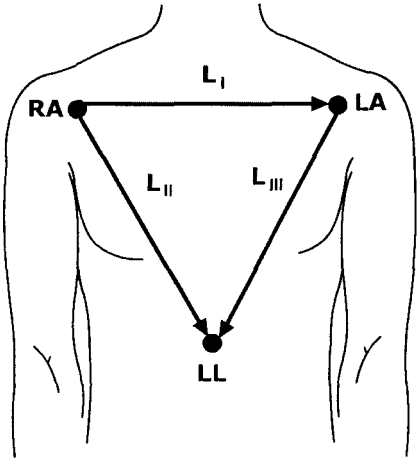


Figura 4. Triângulo de Einthoven.

A morfologia do ECG depende dos seguintes fatores: estado do gerador, sinal elétrico, meio condutor, e distribuição e localização dos eletrodos de registro sobre a superfície do corpo, denominada derivação.

Na prática atual em eletroencefalografia, existem 12 pontos padronizados para colocação dos eletrodos: às derivações I, II e III de Einthoven somaram-se as seis derivações introduzidas em 1932 por Charles Wolferth e Francis Wood, V1 a V6. As 12 derivações clássicas são obtidas de diversos sinais captados através de nove eletrodos: dois nos braços, um na perna esquerda e 6 sobre o peito (figura 5). Um eletrodo adicional, tipicamente colocado na perna direita, é usado como referência para reduzir a interferência externa.

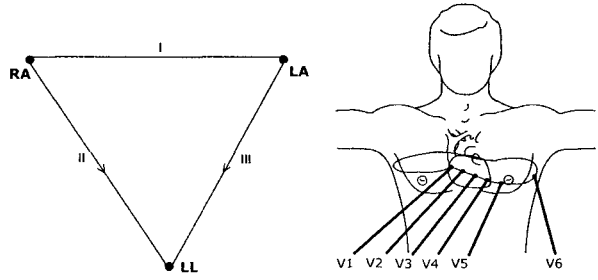


Figura 5. Colocação dos nove eletrodos utilizados para obter as 12 derivações clássicas.

O sistema padrão de 12 derivações inclui três colocações diferentes de eletrodos: derivação bipolar (figura 6), aumentada (figura 7) e precordial (figura 8), como mostrado na tabela e figuras seguintes.

Tabela I. Derivações clássicas em eletroencefalografia

Tipo de derivação	Eletrodos usados	definição
Bipolar ou derivação de membros	LA, RE, LL, RL	I= LA – RA II = LL – RA III = LL - LA
Aumentada ou derivação unipolar de extreidade (Goldberg).	LA, RA, LL, RL	aVR = RA – ½ (LA + LL) aVL = LA – ½ (LL + RA) aVF = LL – ½ (LA + RA)
Unipolares precordiais (Wilson)	V1, V2, V3, V4, V5 e V6 (mais um em cada braço, um em cada perna, sendo a direita aterrada; eletrodo explorador = vi, i entre 1 e 6, uma das posições pré-cordiais).	V1 = v1 – (RA+LA+LL) / 3 V2 = v2 – (RA+LA+LL) / 3 V3 = v3 – (RA+LA+LL) / 3 V4 = v4 – (RA+LA+LL) / 3 V5 = v5 – (RA+LA+LL) / 3 V6 = v6 – (RA+LA+LL) / 3

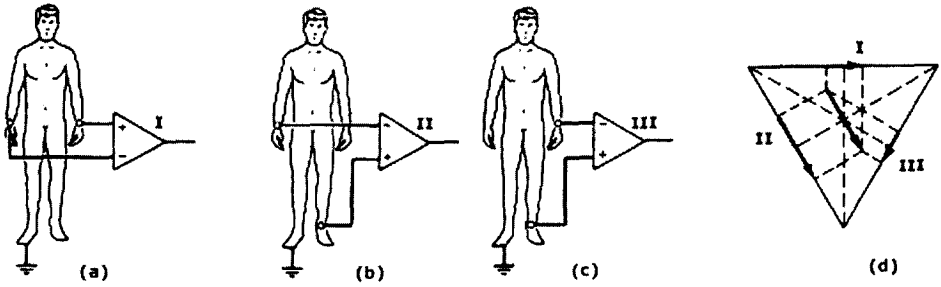


Figura 6. Derivação bipolar. (a) Derivação I; (b) Derivação II; (c) Derivação III. (d) Técnica para derivar o vetor cardíaco (no centro de triângulo) a partir as projeções geométricas dos vetores de membros.

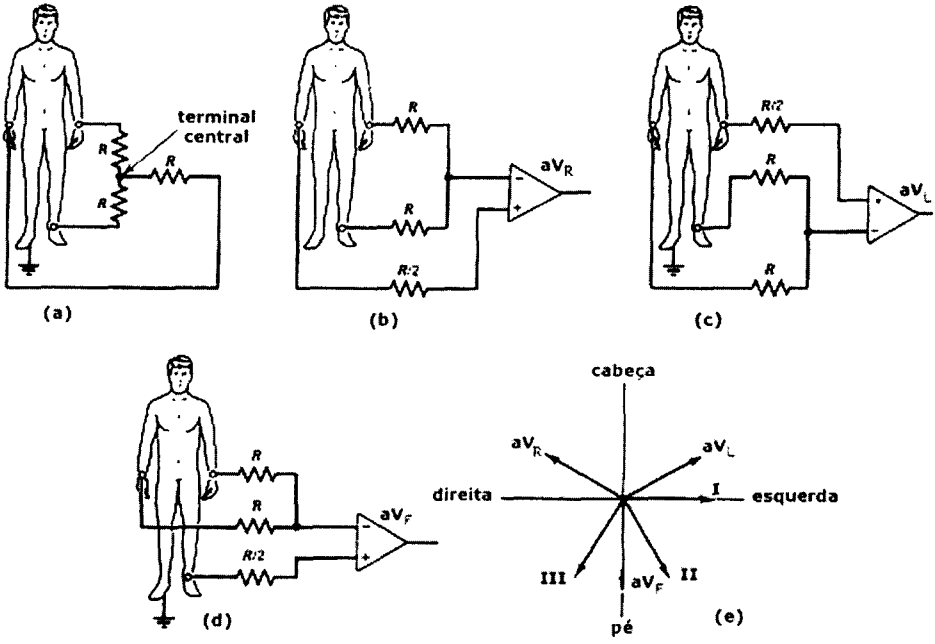


Figura 7. (a) Central de Wilson. (b) a (d): Derivações aumentadas aVR, aVL e aVF, respectivamente. (e) Relação entre os vetores das derivações de membros e as derivações aumentadas no plano frontal.

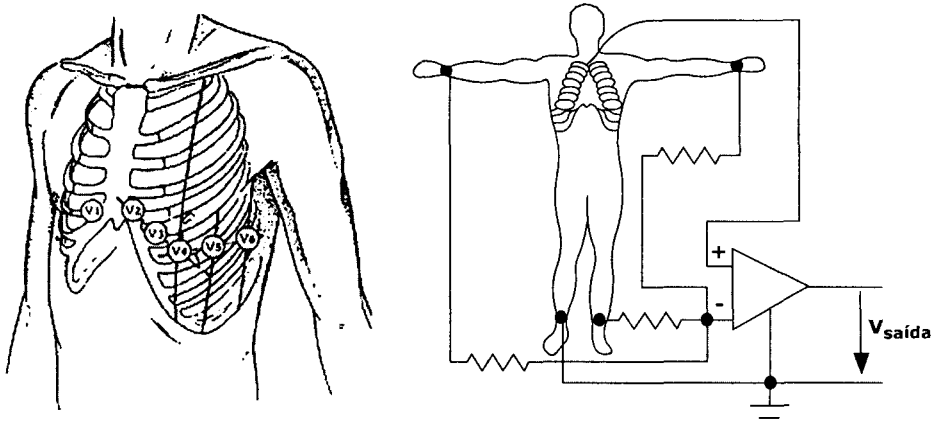


Figura 8. Derivações precordiais. O eletrodo ligado à entrada não-inversora do amplificador é o eletrodo explorador, que é colocado, a cada vez, numa das posições precordiais.

APLICAÇÕES CLÍNICAS

A análise interpretativa do registro eletrocardiográfico inclui:

Determinação da freqüência cardíaca da duração de cada elemento (P. QRS, T, P-R, S-T e do ritmo ou seqüências e intervalos);

Determinação da freqüência respiratória, que modula a freqüência cardíaca: aumenta na inspiração e diminui na expiração);

Análise morfológica de cada elemento;

Determinação do eixo elétrico do coração: determinado a partir do vetor QRS médio de duas derivações frontais. Indica se há mudança na posição do coração no tórax, variação da espessura da parede ventricular, distúrbios na seqüência da condução elétrica. O vetor gerado pela atividade elétrica do coração é afetado pela massa muscular despolarizada. É afetado por hipertrofia, infarte do miocárdio (uma parte do músculo é substituída por tecido fibros, inerte eletricamente).

As disfunções cardíacas mais freqüentes são decorrentes de atividade elétrica anormal. As patologias relacionadas com ritmicidade e, ou condutividade, são conhecidas como arritmias cardíacas. As mais comuns incluem:

Ritmo anormal do marca-passo natural (sino-atrial);

Deslocamento do marca-passo sino-atrial para outras regiões (extra-sístoles);

Bloqueio (em diversos pontos) da transmissão do sinal elétrico;x'

Vias anormais para condução da onda de despolarização;

Geração espontânea de disparo (extra-sístoles);

Silêncio sinusal, condição causada por lesão irreversível do NSA.

A seguir são apresentadas algumas das patologias mais comuns:

Taquicardia: freqüência cardíaca maior que 100 bpm

- Condição fisiológica: pode representar uma tentativa de adaptação do coração a um aumento da demanda, como no caso de susto, exercício, emoção, medo, stress, etc.
- Condição patológica: é um componente do quadro de insuficiência cardíaca

Fibrilação: descoordenação entre as fibras por estímulos espontâneos

- No caso atrial, não ocorre contração atrial; só ocorre complexo QRS e o rendimento cai;
- No caso ventricular, determina a imediata cessação mecânica levando à morte em minutos;

Bradicardia: caracterizada por freqüência menor que 60 bpm

- Condição que pode ser encontrada em indivíduos normais em repouso ou em atletas;
- Pode ser causada por depressão do NSA .

Infarte: causado por morte do tecido muscular (anóxia); não conduz nem gera potenciais, desordenando a contração;

Hipertrofia: aumento da massa cardíaca (atrial ou ventricular, esquerda ou direita), das distâncias e, portanto, dos intervalos entre ondas (desloca o vetor resultante);

Bloqueios: demora anormal na condução elétrica no NAV ou no feixe de His, ocasionado ritmo diferente entre átrios e ventrículos (2:1, 3:1, etc);

- 1° grau: apenas retardo;
- 2° grau: dissociação de freqüências

Pré-excitação: isolamento elétrico insuficiente entre átrios e ventrículos, ocasionando despolarização prematura dos ventrículos, sem o prévio enchimento adequado dos mesmos.

ELETROCARDIÓGRAFO E MONITOR CARDÍACO

Função

Eletrocardiógrafo - usado por cardiologistas ou técnicos treinados para, através das 12 derivações, realizar em "check up" de rotina; interpretação específica de doenças cardíacas (por exemplo, infarto do miocárdio e doenças de condução elétrica); supervisão de implante de marca-passo cardíaco; pré-operatório; "follow up" (acompanhamento) de procedimentos cirúrgicos; etc. O grau de complexidade de suas funções varia muito, podendo fornecer o traçado acompanhado de um "laudo" interpretativo. Existem eletrocardiógrafos de um canal e de múltiplos canais, que armazenam, processam e transmitem a informação.

Monitor cardíaco - para monitoração contínua do ECG (uma derivação); usado em centros cirúrgicos e UTI, juntamente com a monitoração de temperatura, respiração, pressão sangüínea, etc. além da forma de onda do ECG, pode indicar a freqüência cardíaca e o "status" das conexões dos eletrodos.

Diagramas em bloco

Na figura 9 é apresentado um diagrama em blocos de um eletrocardiógrafo genérico, com capacidade de gerar traçados para diagnóstico e para ser usado como monitor.

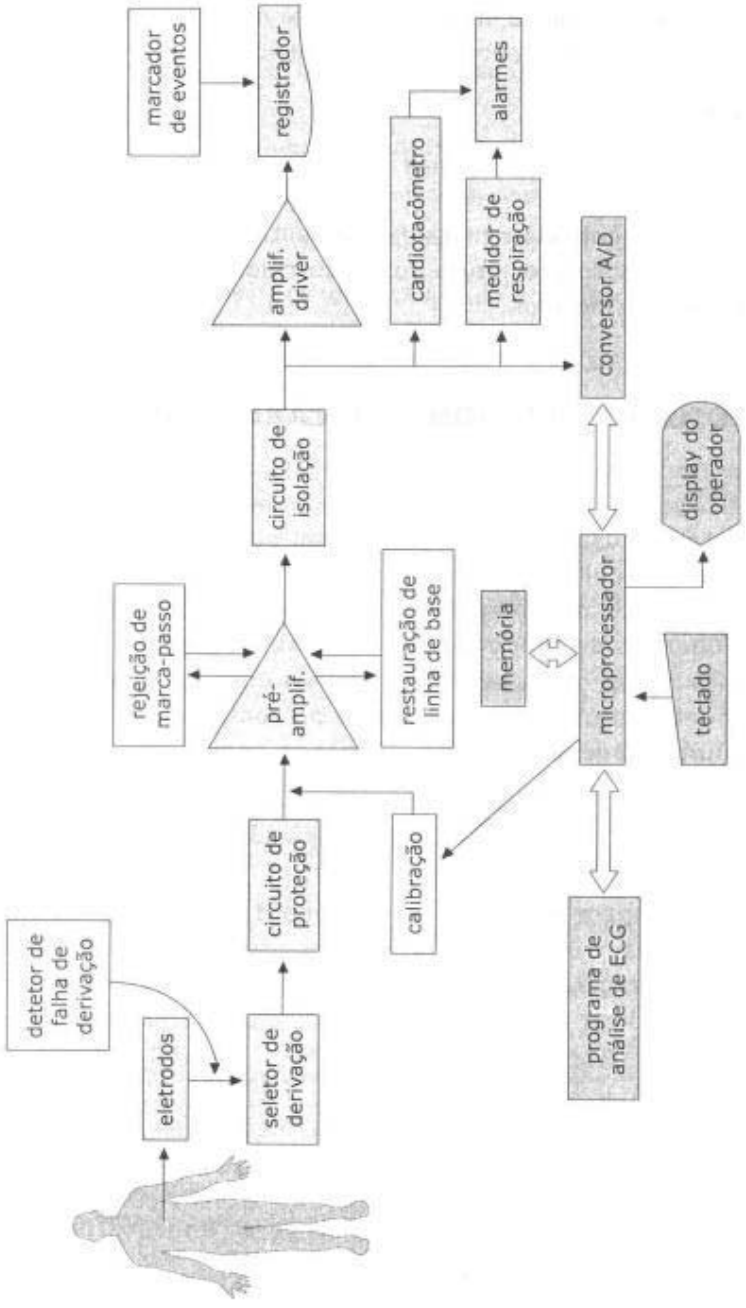


Figura 9. Diagrama em blocos de um eletrocardiógrafo genérico.

Eletrocardiógrafo

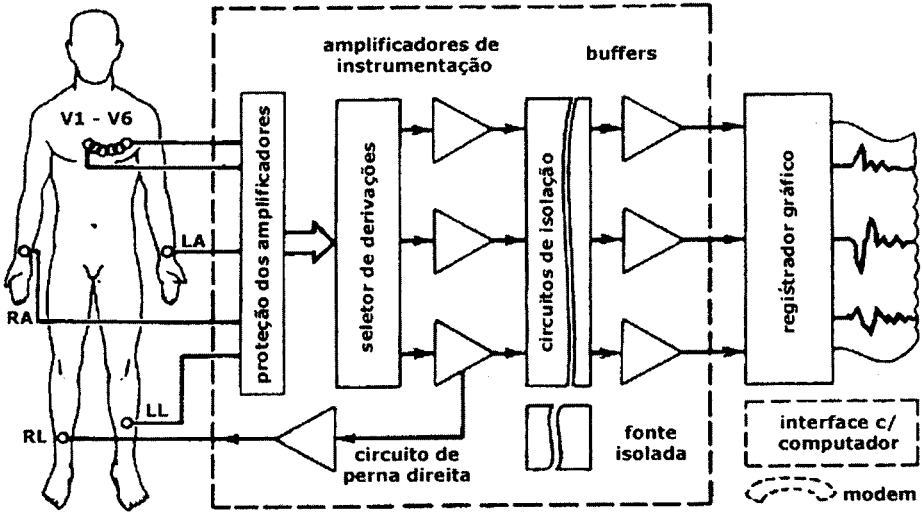


Figura 10. Diagrama em blocos de um ECG diagnóstico.

O diagrama em blocos acima representa um sistema de 12 derivações para ECG diagnóstico.

O sistema típico de 12 derivações utiliza 1 eletrodo em cada braço, 1 na perna esquerda, 6 nas posições precordiais. O circuito de perna direita é usado para reduzir interferência elétrica.

Os eletrodos LL, LA e RA são conectados à rede de resistores conhecida como central de Wilson, a partir da qual obtém-se as derivações de membros I, II, III e as aumentadas aVL, aVR e aVF.

A função primária de um sistema de aquisição de ECG é amplificar o sinal elétrico do coração e rejeitar artefatos e ruídos biológicos e ambientais, utilizando-se normalmente amplificadores diferenciais.

Num estágio posterior de amplificação, ajusta-se a resposta em freqüência e a seguir o sinal registrado pode ser visualizado, digitalizado, processado, transmitido, etc.

A isolação elétrica deve fornecer proteção ao paciente contra riscos de choque elétrico.

Na Tabela II são indicadas algumas das características típicas de um eletrocardiógrafo comercial. Algumas especificações importantes incluem proteção e risco de choque elétrico, configurações de eletrodos e características dos amplificadores.

Tabela II. Especificações de um eletrocardiógrafo comercial típico.

PARÂMETRO	ESPECIFICAÇÃO
Eletrodos disponíveis	RA, LA, LL, RL, V1 a V6
Derivações	I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1 a V6
Impedância de entrada	> 2,5 MW a 10 Hz
Ganho total	20, 10 e 5 mm/mV
Faixa de passagem	0,01 - 250 Hz (diagnóstico) 0,5 - 40 Hz (monitoramento)
Ruído	< 40 mV pico-pico
Rejeição de modo comum	120 dB
Linearidade	melhor que 5%
Proteção (sobretensão)	5 kV (desfibrilador)
Corrente de fuga	< 10 mA

As características indicadas na tabela I, somem-se as capacidades obtidas da utilização de microcomputadores, como a digitalização, armazenamento e interpretação dos traçados captados e a possibilidade de funcionar alimentado à bateria por diversas horas.

Monitor Cardíaco

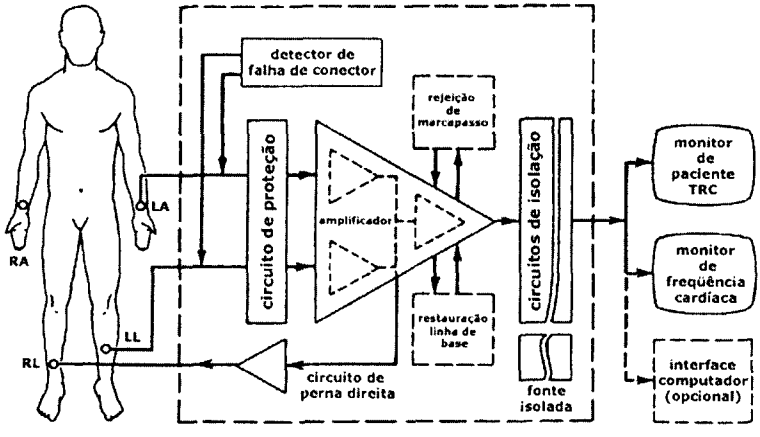


Figura 11. Diagrama em blocos de um monitor cardíaco.

Na monitoração do ECG, a morfologia do sinal registrado não é prioridade e sim a detecção do complexo QRS.

Enquanto para o ECG diagnóstico a faixa de freqüência está compreendida entre 0,05Hz e 100Hz, para o monitor cardíaco, a faixa é menor, vai de 0,5Hz a 40Hz. O monitor deve ser sensível principalmente ao complexo QRS, que tem conteúdo em freqüência principalmente na faixa média.

A própria faixa de passagem do monitor já resulta em atenuação dos artefatos de movimento de baixa freqüência e dos ruídos de freqüências maiores, devidas ao EMG.

O cardiotacômetro, que fornece apenas a taxa de batimento cardíaco trabalha com uma faixa ainda mais estreita: 8-24Hz ou ainda 12-21Hz.

Existem monitores cardíacos portáteis e alimentados a bateria, monitores usados em centros cirúrgicos e UTIs e monitores que usam telemetria, além de sistemas mais complexos, como monitores de arritmia cardíaca e cardioversores cujos projetos incluem monitores cardíacos. O uso mais comum de monitores cardíacos é em UTI de hospitais.

A seguir serão comentados alguns componentes e circuitos comuns aos eletrocardiógrafos (diagnóstico) e ao monitores cardíacos.

Eletrodos

Os eletrodos de ECG são feitos normalmente de prata clorada, sendo o contato elétrico com a pele aumentado com o uso de gel eletrolítico a base de cloro. Tipos mais comuns: (a) sucção, usado em ECG diagnóstico, para contato no peito; (b) placa, usado em ECG diagnóstico, para contato nas extremidades; (c) descartável (adesivo), usado em ECG diagnóstico de esforço, em situações de emergência e monitoração de longa duração (UTI, Holter), para contato no peito.

Antes da aplicação do gel condutor e fixação do eletrodo, a pele deve ser limpa, retirando-se vestígios de suor e gordura e eventualmente de pelos. Os eletrodos de placas são mantidos no lugar com tiras elásticas.

Na figura 12 são apresentados os tipos mais comuns de eletrodos e a seguir são mostrados detalhes de eletrodos de sucção e conectores de cabos de eletrodos:

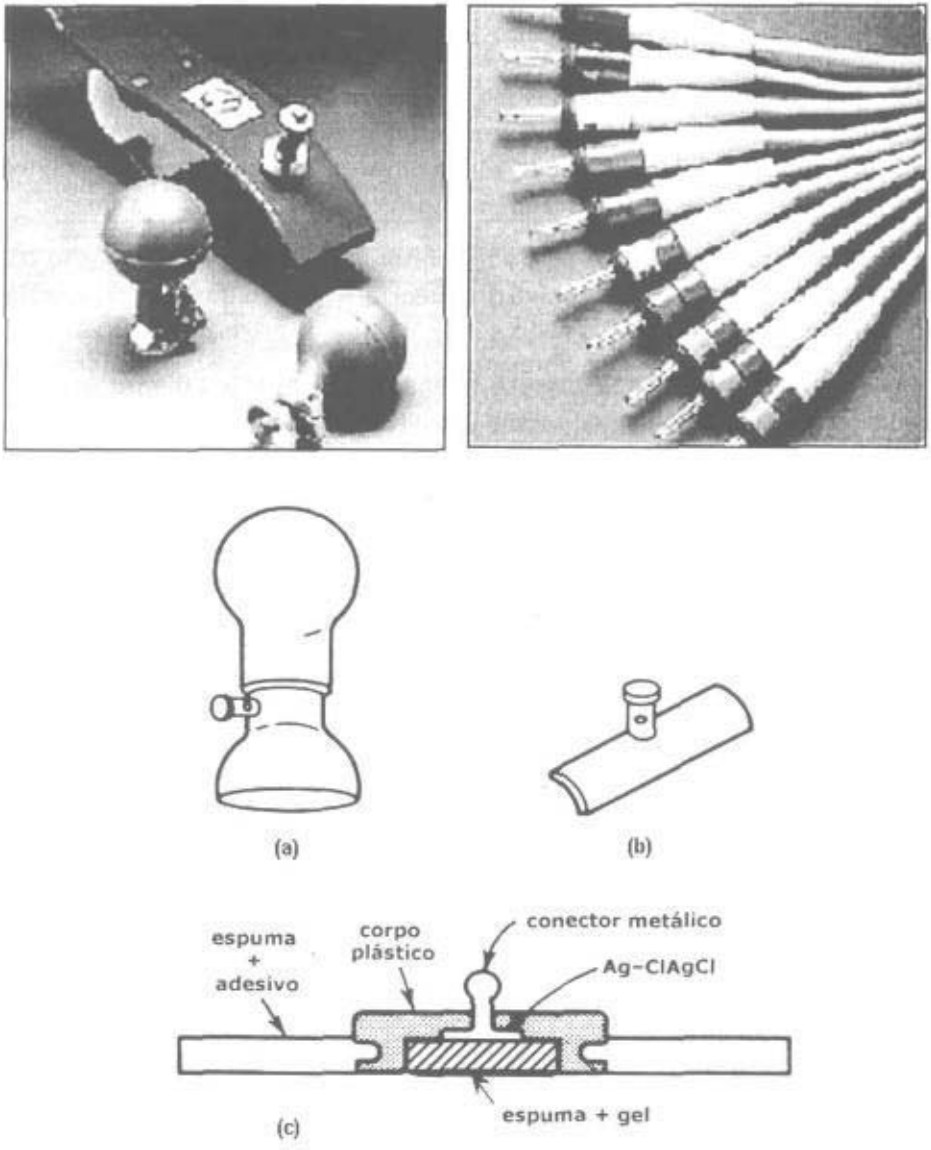


Figura 12. Tipos mais comuns: (a) Sucção, usados em ECG diagnóstico para contato no peito; (b) Placa, usado em ECG diagnóstico para contato nas extremidades; (c) Descartável (adesivo), usado em ECG diagnóstico de esforço e monitoração de longa duração (UTI, Holter) para contato no peito.

Seletor de Derivação

A seleção da derivação pode ser feita mecanicamente (através de chaves) ou por "software" (algoritmos de controle, via computador). Normalmente o seletor inclui a central de Wilson (já mostrada na figura 7), formada por resistores que permitem obter sinais das extremidades igualmente balanceados; a partir dos quatro eletrodos de extremidades, obtém-se as derivações aumentadas e a partir dos eletrodos precordiais, as demais derivações.

Circuitos de Proteção

Não só o paciente deve receber atenção quanto à exposição a tensões ou correntes elevadas: os amplificadores e demais circuitos eletrônicos sensíveis precisam ser protegidos.

Situações de maior risco:

- Uso de desfibrilador no paciente;
- Paciente tocar alguma área energizada (110 V ou 220 V).

Os circuitos deste bloco devem proteger o equipamento de tensões até 5 kV.

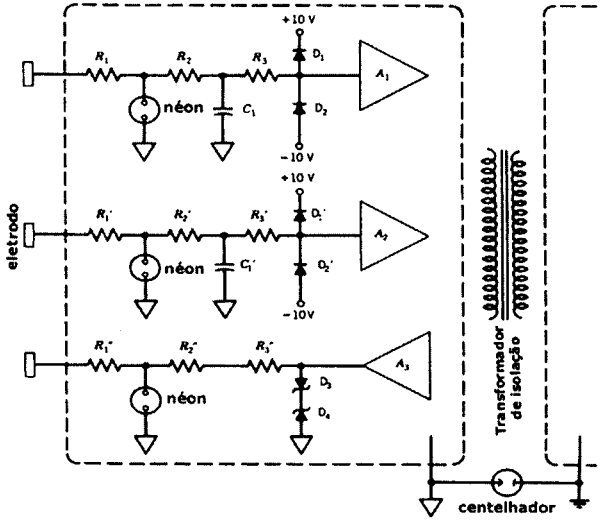


Figura 13. Circuitos de proteção elétrica

A lâmpada néon (ou um GTD, Tubo de Descarga a Gás) após sua ionização, oferece um caminho de baixa resistência ao terra para transientes altos e os capacitores, para transientes mais baixos.

Os resistores limitam a corrente e atenuam a tensão elétrica.

Os diodos limitam a tensão em +/- 10V na entrada dos amplificadores operacionais A1 e A2. Os diodos zener, limitam a tensão na saída de A3 (do circuito da perna direita), evitando que transientes altos de tensão conduzidos através do corpo, cheguem ao amplificador.

O centelhador, na presença de transientes elevados, como o de uma descarga de desfibrilador, coloca momentaneamente em curto os terras isolados, para evitar que correntes de fuga altas atravessem o transformador isolador e alcancem os circuitos eletrônicos.

Pré-amplificador

É constituído por um Amplificador de Instrumentação (a), que alia alta impedância de entrada (dois *buffers* na entrada) com alta rejeição de modo comum "CMRR" (amplificador diferencial). O ganho é limitado para prevenir saturações pelos níveis DC na entrada:

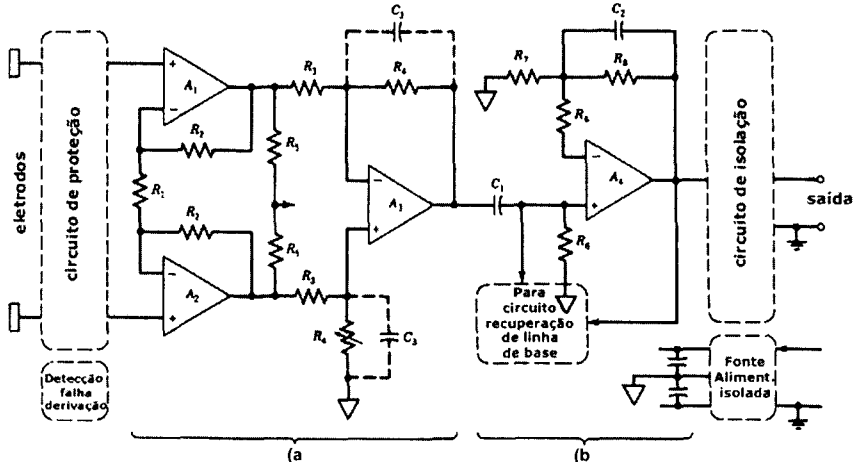


Figura 14. Pré-amplificador. (a) Amplificador de instrumentação que alia alta impedância de entrada a alta rejeição de modo comum. (b) Estágio amplificador com filtragem (PB e PA) que estabelece o ganho em tensão e a resposta em freqüência final.

O segundo estágio é um Amplificador com Filtro passa-faixa (b) que estabelece o ganho final e a resposta em freqüência do equipamento:

- Passa-altas (PA): definido pelos valores do resistor R6 e do capacitor C1
- Passa-baixas (PB): definido pelos valores dos resistores e capacitores R8 - C2 e R4 - C3

A faixa de freqüências deve eliminar os ruídos ambientais e biológicos sem distorcer o sinal de ECG. Valores típicos para essa faixa são:

- 0,5 a 40 Hz para monitoração;
- 0,01 a 150 Hz para ECG diagnóstico.

A utilização de filtros ocasiona algumas modificações no sinal, que podem comprometer o diagnóstico. Nas figuras 15 e 16 a seguir, são mostrados o espectro de freqüências componentes do ECG e o efeito de filtração incorreta (Filtros PA e PB mal ajustados ou defeituosos) no traçado, respectivamente.

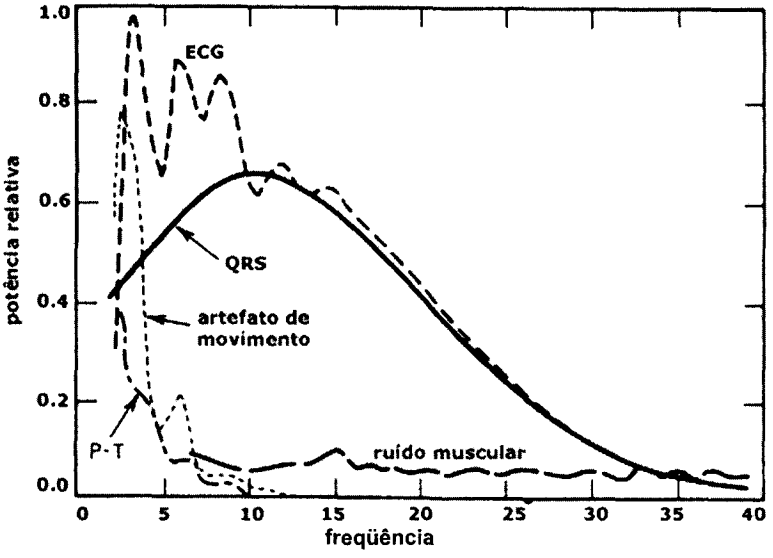


Figura 15. Composição espectral dos sinais captados pelos eletrodos de ECG e composições espectrais de artefatos de movimento e ruído muscular (EMG, eletromiograma), sinais que interferem no registro do ECG.

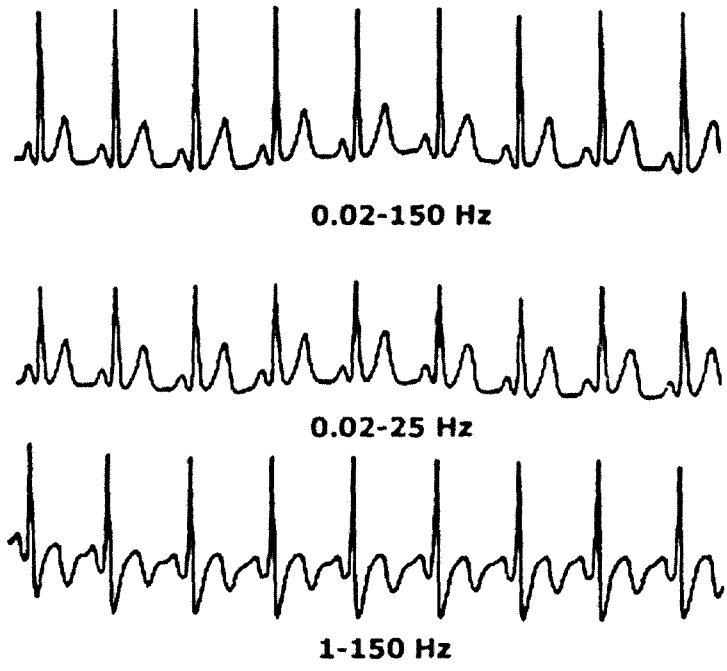


Figura 16. Efeito de filtragem inadequada do ECG

Circuitos de Isolação Elétrica

A melhor proteção contra corrente de fuga é a isolação elétrica. A isolação elétrica é uma consideração muito importante nos equipamentos eletromédicos. As normas são muito restritivas em relação à passagem de corrente elétrica pelo paciente:

- Corrente máxima tolerada antes de por o paciente em risco= 101.μA (60 Hz).
- A sensibilidade do corpo diminui com a freqüência: corrente máxima tolerada sobe para 1mA se a freqüência for maior que 100 kHz.
- São utilizadas diversas técnicas para assegurar o isolamento elétrico do paciente em relação à rede, dentre elas a de isolação óptica, indicada na figura 17.

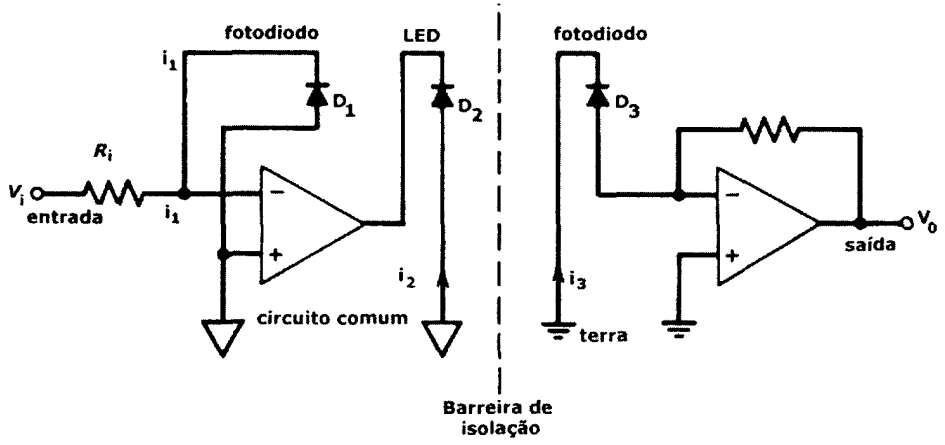


Figura 17. Circuito de proteção elétrica com isolação óptica.

- Técnica simples, barata, mas não-linear → a compensação da não-linearidade é obtida através de D_1, que deve ser idêntico a D_3:

  Se $D_1 = D_3 \Rightarrow i_1 = i_3$. Como $i_1 = V_i/R_i$ e $i_3 = V_o/R_f$ então $V_o = (R_f / R_i)\, V_i$

- O circuito de isolação elétrica pode ser obtido também com transformador de isolamento, que constitui uma técnica mais linear, mas depende de eletrônica mais complexa (moduladores do sinal com portadora de alta freqüência, demoduladores, conversores CA/CC e CC/CA para transmissão de potência).

Características mais importantes de um sistema de isolação (óptica ou por transformador):

Suportar tensão do desfibrilador (≈ 5kV);

Fuga de corrente capacitiva menor possível pela barreira de isolação;

Mínima distorção do sinal e imunidade a ruídos.

Detector de Falha de Derivação

Uma ocorrência bastante comum na prática é o descolamento do eletrodo, o escape do fio condutor ou do conector do eletrodo, gel condutivo insuficiente ou seco. Em cada um destes casos haverá falha na derivação, aumentando a impedância entre os eletrodos.

O método mais freqüente de detectar esta falha é a medida da impedância entre os eletrodos, através da resposta do sistema quando um sinal de baixa tensão e alta freqüência (100kHz) é injetado no eletrodo. A impedância normal sob bom contato é da ordem de $10^2\ \Omega$ a 100 kHz.

A freqüência de trabalho (100 kHz) é completamente eliminada pelos filtros do ECG, não interferindo nas medidas nem oferecendo risco para o paciente.

Restaurador de Linha de Base

- A linha de base do eletrocardiograma pode ser deslocada por um sinal CC (transitório) que satura os amplificadores.
- Esta saturação é em decorrência das elevadas constantes de tempo dos filtros (> 3 s), em resposta ao chaveamento para troca de derivações ou mau contato (mesmo passageiro) nos eletrodos.
- É desejável um circuito que providencie o *Reset* automático em caso de saturação, restaurando a linha de base dentro da janela de operações normal do ECG.

Rejeição de Marca-passo

- O sinal do marca-passo é muito breve (5 ms) e com subida muito abrupta ≈ 1 V/µs.
- No cálculo da freqüência cardíaca feito num monitor cardíaco, o sinal de ECG é filtrado para extrair o complexo QRS e então é feita uma contagem do tempo médio entre estes eventos.
- Em pacientes portadores de marca-passo implantado, a saída do marca-passo pode ser confundida com um batimento cardíaco e falsear as medidas do monitor, além de poder saturar os amplificadores.

Outros Recursos

- Calibração: Um sinal de 1 mV pode ser momentaneamente introduzido através do acionamento de um botão pelo operador. Esta marca no traçado de ECG permite uma avaliação quantitativa da amplitude dos sinais no momento da interpretação e diagnóstico pelo médico.

- Marcador de Eventos: semelhante ao anterior, possibilita ao operador adicionar uma marca no traçado, para caracterizar algum evento de interesse ocorrido durante o exame, através de outro botão.
- Registrador gráfico: dispositivo que registra o sinal final em papel. Pode utilizar diversas tecnologias, sendo mais comum a impressão em papel térmico e o uso de penas com tinta (alguns modelos têm um suporte para canetas comuns).
- papel é milimetrado, podendo ser uma fita de 6 cm de largura, até usar folhas formato A4 (montadas sobre tambor rotativo). A velocidade pode ser ajustada pelo operador em 25 mm/s ou 50 mm/s.
- Microcomputador: cada vez mais presente em ECG's, o microcomputador pode controlar toda a operação do equipamento (software proporciona ao operador opções de derivações, ajusta ganho, registra dados do paciente, médico, etc., algoritmos para interpretação do ECG e pré-diagnóstico, com reconhecimento de arritmias).
- Teclado e display alfanumérico facilitam comunicação com o operador.
- Alarmes: luminosos e sonoros, têm significado particularmente importante nos monitores cardíacos. Devem indicar principalmente se a freqüência cardíaca está abaixo (bradicardia, parada cardíaca) ou acima do valor normal (taquicardia). Os monitores de arritmia devem ser capazes, através de algoritmos de programação, de identificar diversos tipos de arritmia e a fibrilação ventricular (situação que pode levar a óbito).

INTERFERÊNCIAS NO SINAL DE ECG

Toda captação de biopotenciais é sujeita a interferências de outros sinais do ambiente e do próprio corpo do paciente. Estas interferências são de diversas naturezas, como está indicado na figura 18 e descrito no texto a seguir:

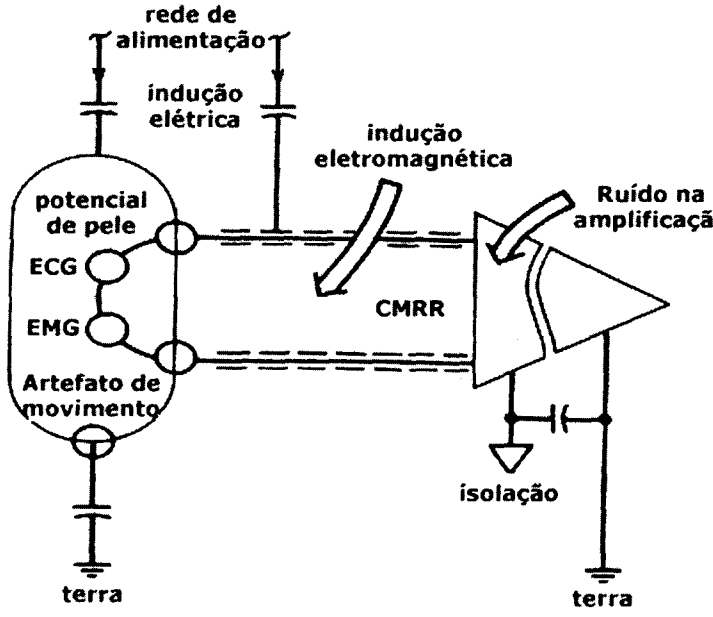


Figura 18. Representação esquemática de interferência biológica e ambiental no registro de ECG.

Fontes Biológicas e Artefatos:

- Potenciais de pele: a interface pele - gel - eletrodo pode acumular potenciais de 25 mV. Podem ser reduzidos pela raspagem ou punção da pele, que elimina a camada superficial de pele morta e no caso da punção ultrapassa a barreira das outras camadas da pele, aumentando o contato elétrico. Os potenciais CC também são eliminados por filtros passa-altas.
- Artefatos de movimento: são sinais produzidos pelo movimento relativo entre pele e eletrodo, com modificação da linha de base ou presença de ruído no traçado, dificultando a sua interpretação.
- Ruído muscular: os potenciais de ação da musculatura esquelética (EMG) têm a mesma faixa de amplitude do ECG, mas com faixa de freqüência maior. Podem ser eliminados com filtros passa-baixas, através da colocação adequada dos eletrodos e do repouso do paciente.

(a) Artefato de movimento;

(b) Flutuação da linha de base;

(c) Ruído muscular;

(d) Interferência 60Hz

Figura 19. Formas de onda do ECG com interferência

Interferências Ambientais:

- Rede de 60 Hz: interferência por acoplamento capacitivo e indução eletromagnética. É reduzida pela blindagem aterrada dos cabos das derivações e pela redução do laço de captação eletromagnético.

ASPECTOS DE SEGURANÇA

A norma IEC 601-2-25 regulamenta os aspectos de segurança e funcionais dos eletrocardiógrafos e a norma IEC 601-2-27 (de julho de 1997) faz o mesmo para monitores cardíacos. Estabelecem também os testes de conformidade destes equipamentos (por exemplo, ensaios de medida de corrente de fuga pelo paciente, de proteção contra os efeitos de desfibrilação e de recuperação após os efeitos de uma descarga de desfibrilador).

Ambas as normas estão sob as exigências da norma geral IEC 601-1, que regulamenta os aspectos de segurança em Equipamentos Médico-Hospitalares.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Os eletrocardiógrafos e monitores cardíacos possuem normas de segurança bastante rígidas que geralmente são seguidas pelos fabricantes. Por isto, os problemas elétricos são relativamente poucos e estão relacionados à presença de artefatos e ruídos, manutenção preventiva mal feita, bem como pelo mau uso dos equipamentos pelos operadores.

Causas de ruídos elétricos incluem cabos de eletrodos quebrados (por causa de quedas, por exemplo), limpeza e preparação da aplicação de eletrodos mal feita, movimentação do paciente, proximidade de equipamentos elétricos defeituosos e linhas de energia, interferência de marca-passos e outros equipamentos eletromédicos. A maioria dos ECG diagnósticos e monitores possuem recursos tecnológicos para eliminar ou reduzir tais interferências.

A preparação mal-feita da colocação dos eletrodos (limpeza da pele, dos eletrodos, utilização de eletrodos novos) bem como a conexão dos fios dos eletrodos no equipamento é comumente relatada. Os eletrodos novos devem permanecer em suas embalagens fechadas até o momento do uso, para não ressecá-los.

A colocação errada dos eletrodos leva à obtenção de traçados não-confiáveis, podendo deixar de detectar anormalidades do ECG.

Riscos de choques elétricos, inclusive conectando o paciente diretamente à rede ocorrem quando o paciente é desconectado temporariamente do monitor e os conectores dos cabos de eletrodos ficam soltos. Há relatos da ligação destes conectores a áreas energizadas, provocando choque nos pacientes. O ECRI (Emergency Care Research Information) recomenda que unidades assistenciais de saúde que possuam equipamentos com cabos de conectores que possam ser ligados em tomadas energizadas (de monitores de apnéia, por exemplo), os descartem e substituam rapidamente.

Cabos rompidos e, ou mal conectados estão relacionados a incidentes com choque e queimadura de pacientes sob monitoração cardíaca.

Procedimentos de manutenção preventiva e de verificação freqüente são indicados pelos fabricantes e adaptados de acordo com a política de manutenção de cada instituição de saúde.

O FDA (Food and Drug Administration, do EUA), possui um "Defibrillator Working Group", que em 1992 estabeleceu um "check list" para monitores e desfibriladores cardíacos. Um resumo deste "check list" será apresentado adiante como exemplo de um procedimento de verificação freqüente.

O "check list" tem por objetivo ajudar o usuário estabelecer rapidamente o estado do equipamento. Ë organizado de modo que o usuário faça a verificação visual (passos 1 a 7) a cada utilização ou troca de ambiente do equipamento, para certificar-se de que o mesmo está pronto para o próximo uso e numa freqüência menor, os testes operacionais (passos 8 e 9), sem pular nenhum passo de importância crítica.

"Ckeck list" para desfibriladores/monitores cardíacos

Passo 1: estado do chassi/carcaça – deve estar limpo, livre de sujeiras, de pó, de gotas e de quaisquer objetos.

Passo 2: acessórios – checar a presença, a armazenagem correta e a validade de eletrodos de monitoração e gel ou outro meio condutivo.

Passo 3: pás – verificar se estão limpas e se podem ser removidas facilmente, inclusive adaptadores para uso pediátrico (no caso de desfibriladores).

Passo 4: cabos e conectores – inspecioná-los a procura de rachaduras ou rompimentos. Verificar se os conectores estão conectados seguramente.

Passo 5: fonte de alimentação – verificar se o equipamento está ligado na rede e se o indicador de bateria está OK. Certificar-se de que a bateria de reserva está em ordem.

Passo 6: indicadores do ECG – ligar o monitor e realizar a "autochecagem" e verificar se o display do monitor está funcionando.

Passo 7: registrador de ECG – Verificar se a unidade tem papel e tinta suficientes. Conferir a data indicada no registrador.

Passo 8: se houver, inspecionar o marca-passo (seguir especificações do fabricante).

Passo 9: procedimento de verificação dos ciclos de carga e descarga (somente para o desfibrilador).

Passo 10: reconectar à rede de energia.

Os passos do "check list" correspondem a testes qualitativos. Para os monitores cardíacos e eletrocardiógrafos, devem ser feitos ainda testes quantitativos, que incluem a verificação dos alarmes (+/- 5 bpm ou batimentos por minuto, a 40 e 120 bpm) e calibração da medida de taxa (+/- 5bpm a 60 e 120 bpm) (feitas com simulador de ECG), além das medições de impedância de terra (menor ou igual a 0,5Ω) e de corrente de fuga (menor ou igual a 300μA) no "check list". À manutenção preventiva cabe limpeza exterior, ajuste de rodas, lubrificação do "drive" de papel (se for o caso) e a substituição de baterias e filtros.

Os equipamentos de teste necessários são; um simulador de ECG, um medidor de corrente de fuga ou analisador de segurança, um ohmímetro para medir a resistência de aterramento, gerador de sinais e osciloscópio.

BIBLIOGRAFIA

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation Application and Design.** 3rd ed., John Wiley & Sons, Inc., 1998.

FEINBERG, B.N. **Applied Clinical Engineering.** Prentice-Hall, Inc.,1986.

Electrocardiography and Electrocardiographic Monitors In: **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation,** John G. Webster, Wiley Interscience, 1988.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Electrocardiographs, Sigle Channel.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Electrocardiographs, Multichannel.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Electrocardiographs, Interpretive.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Physiologic Monitoring Systems, Acute Care; Neonatal; ECG Monitors.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Physiologic Monitoring Systems, Telemetric; ECG Monitors.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

CAPÍTULO 10

EQUIPAMENTOS DE AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO POR ULTRA-SOM

Elaborado por:
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
Colaborador: Joaquim Miguel Maia (Doutor em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica)

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 365

TEORIA BÁSICA 366

Ondas Acústicas 366

O Campo Acústico 369

PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM 371

Equipamentos funcionando no Modo A 376

Equipamentos funcionando no Modo B 379

Equipamentos funcionando no Modo M 386

Equipamentos funcionando no Modo Doppler 388

PRINCIPAIS FALHAS, ASPECTOS DE MANUTENÇÃO, OPERAÇÃO E CALIBRAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM 394

BIBLIOGRAFIA 398

INTRODUÇÃO

A utilização do ultra-som em medicina tem crescido continuamente devido ao seu baixo custo, à possibilidade de se conseguir imagens em tempo real e prover informações das propriedades elásticas dos tecidos, ser um método não-invasivo e principalmente, devido à sua característica não-ionizante. Ele tem sido largamente empregado como auxiliar no diagnóstico médico dentro da obstetrícia, ginecologia, oftalmologia, neurologia e cardiologia, além de sua utilização como ferramenta comum em procedimentos terapêuticos.

O ultra-som utilizado na área médica para obtenção de imagens e caracterização de tecidos situa-se na faixa de 300kHz a 20MHz, podendo chegar a 100MHz, e tem normalmente baixa intensidade, entre 10mW/cm^2 e 1W/cm^2, podendo chegar a 10W/cm^2 para curtos períodos de exposição da ordem de milésimos de segundo. Na fisioterapia, são utilizadas freqüências na faixa entre 1MHz e 3MHz, com intensidade entre 0,25W/cm^2 e 3W/cm^2 (WELLS, 1977). O ultra-som de alta intensidade, na faixa entre 10W/cm^2 e 50W/cm^2, com freqüências entre 20kHz e 50kHz é utilizado em procedimentos terapêuticos como raspagem, corte, fragmentação e emulsificação (HADJICOSTIS *et al,* 1984; HEKKENBERG *et al,* 1994).

O desenvolvimento de instrumentação biomédica específica para tratar da radiação ultra-sônica tem experimentado grandes progressos nos últimos anos. Os equipamentos de imagem associam diferentes técnicas e provêm informações não só das estruturas anatômicas como do estado funcional dos diversos sistemas, com excelente qualidade de imagem. Isto se deve ao desenvolvimento de transdutores cada vez mais aprimorados e principalmente, à utilização de eletrônica digital e de microprocessadores cada vez mais rápidos e potentes e à utilização de técnicas de processamento digital de sinais e de imagens, o que tem permitido um avanço sem precedentes nas técnicas de diagnóstico por ultra-som.

Este texto aborda os aspectos básicos relacionados à teoria do ultra-som, transdutores e à instrumentação biomédica a eles associada.

TEORIA BÁSICA

Ondas Acústicas

Ultra-som pode ser definido como ondas acústicas imperceptíveis ao ouvido humano, ou seja, aquelas cujas freqüências são superiores a 20kHz. São vibrações mecânicas que se propagam em um determinado meio (ar, água, sangue, tecido biológico, materiais sólidos etc.), sendo que cada material apresenta propriedades acústicas características como impedância, velocidade de propagação e atenuação, por exemplo.

De forma semelhante aos efeitos que ocorrem com radiações eletromagnéticas, as ondas sonoras sofrem reflexão, refração e absorção causadas pelo meio onde se propagam. A velocidade de propagação de uma onda sonora em um determinado meio é função de seu comprimento de onda:

$$c = \lambda \cdot f \qquad (1),$$

Onde:

c é a velocidade do som no meio (m/s);

λ é o comprimento de onda (m);

f é a freqüência sonora (Hz).

Outro importante parâmetro que caracteriza um determinado material é sua impedância acústica, definida por:

$$Z = \rho \cdot c \qquad (2),$$

Onde:

Z é a impedância acústica (kgxm/lxs ou 10^{-3}xkg/m^2xs);

ρ é a densidade do material (g/ml);

c é a velocidade do som no meio (m/s).

Estes dois parâmetros (velocidade de propagação e impedância acústica) são muito importantes no estudo do comportamento de uma onda sonora na interface entre dois meios, compostos por materiais distintos. A Figura 1 ilustra uma onda, que se propaga no meio 1, atingindo o meio 2, resultando numa parcela refletida e outra transmitida, ambas sofrendo desvio de direção (BRONZINO, 1986; CHRISTENSEN, 1988, WELLS, 1977).

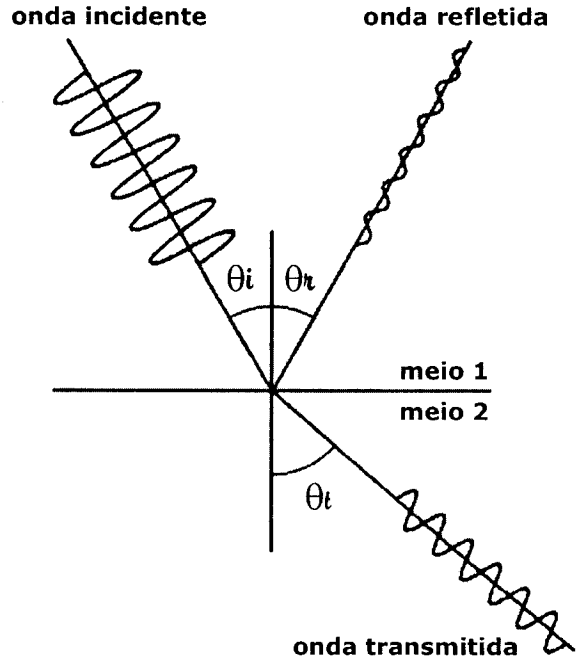


Figura 1. Comportamento de uma onda acústica na interface de dois meios distintos.

Pode ser observado que, para uma interface plana, o ângulo de reflexão é igual ao de incidência: $\theta_1 = \theta_r$. Já o ângulo de transmissão relaciona-se com o de incidência em função das velocidades de propagação dos meios 1 e 2 (c_1 e c_2) pela seguinte fórmula:

$$\frac{\text{sen } \theta_i}{\text{sen } \theta_t} = \frac{C_1}{C_2}$$

A parcela de pressão da onda incidente *(p_i)* que é refletida *(p_r)* é dada pelo coeficiente R, segundo a seguinte relação:

$$\frac{R}{} = \frac{P_i}{P_r} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (4)$$

ou para incidência normal em relação à interface ($\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0$):

$$\frac{R}{} = \frac{P_i}{P_r} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (5)$$

A atenuação é outro parâmetro importante, pois trata do decaimento exponencial da amplitude de uma onda acústica que se propaga através de um material. Vários fatores contribuem para este decaimento, entre eles:

- Divergência do feixe em relação ao eixo central (o que provoca uma diminuição da energia por unidade de área);
- Espalhamento devido à não homogeneidade do meio (uma parcela da energia se desvia da direção de propagação inicial);
- Conversão em outros modos de vibração resultando no compartilhamento da energia com duas ou mais ondas propagando-se com velocidades e sentidos diferentes;
- Absorção pelo meio, onde parte da energia é convertida em calor, principalmente devido às forças de atrito que agem em oposição ao movimento das partículas;

O coeficiente de atenuação é dado por:

$$\alpha = af^b \quad (6)$$

Onde:

αi é o coeficiente de atenuação (dB/cm);

f é a freqüência (MHz);

a é o coeficiente de atenuação para 1MHz (ver Tabela 1);

b é o parâmetro correspondente à dependência de atenuação com a freqüência.

A Tabela 1, a seguir, apresenta as propriedades acústicas de alguns materiais. Pode ser observado que a velocidade e a impedância da água e do sangue são bem próximos uns dos outros.

Tabela 1. Características ultra-sônicas de alguns materiais (Modificado de BRONZINO, 1986).

Material	Velocidade C (m/s)	Densidade ρ (g/ml)	Impedância Z ($kg/m^2.s$)	Coeficiente α para 1 MHz (dB/cm)	Dependência com a freqüência (f^b)
Ar	340	0,0012	0,0004	1,2	2
Água	1500	1,00	1,5	0,002	2
Sangue	1540	1,06	1,6	0,1	1,3
Pulmão	650	0,40	0,26	40	0,6
Gordura	1460-1470	0,92	1,4	0,6	1
Músculo	1540-1630	1,07	1,7	1,5-2,5	1
Osso	2700-4100	1,38-1,81	3,7-7,4	10	1,5
Alumínio	6300	2,7	17	,018	1

O Campo Acústico

A descrição do campo acústico produzido por um transdutor é geralmente dividida em duas regiões ao longo do eixo de propagação da onda. Uma fica limitada às vizinhanças do transdutor, denominada região de campo próximo ("nearfield region") ou região de difração de Fresnel. A outra é conhecida como região de campo distante ("farfield region") ou região de Fraunhofer. A região de campo próximo caracteriza-se pela ocorrência de

superposição entre as ondas de borda (geradas na periferia do transdutor) e as ondas diretas ou "planas" (geradas a partir de toda a face do transdutor). Como estas ondas podem ter amplitude e fase diferentes, as mesmas interferem-se construtivamente e destrutivamente provocando máximos e mínimos na intensidade do campo acústico. Nesta região concentra-se a maior parte da energia e não há divergência do feixe ultra-sônico. Na região de campo distante, a diferença de fase entre as ondas de borda e a plana não são tão evidentes e elas interferem-se construtivamente de maneira a formar uma frente de onda quase plana que atenua à medida que se propaga no meio, distanciando-se da fonte. Nesta região o campo é divergente (HAYMAN & WEIGHT, 1979; FISH, 1990). A Figura 2 mostra a propagação de uma onda acústica gerada por um transdutor, onde se pode observar que à medida que a mesma distancia-se da fonte, as ondas de borda tendem a se propagar em fase com a onda direta.

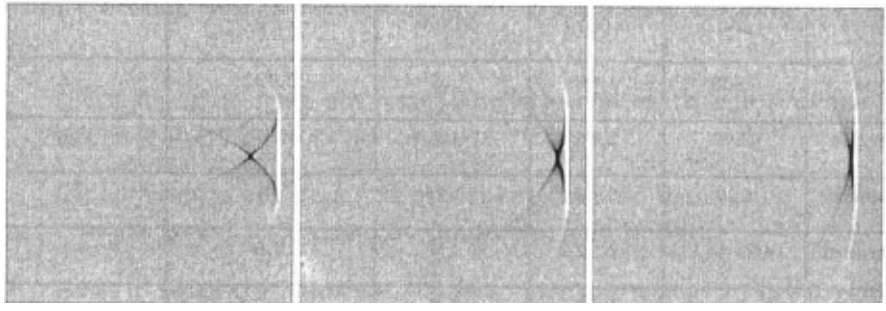


Figura 2 . Propagação de ondas acústicas geradas a partir de um transdutor circular, mostrando a interação entre as ondas de borda (geradas na periferia do mesmo) e a onda direta. À medida que o tempo passa (aumenta a distância da fonte geradora), as ondas de borda tendem a se propagar em fase com a onda direta.

A Figura 3 mostra a separação entre as regiões de campo próximo e campo distante ao longo do eixo axial de um transdutor circular de raio *a*, onde o ângulo de divergência do feixe na região de campo distante é dado aproximadamente por: $\theta = \sin^{-1}(0{,}61\ \lambda/a)$. A maioria dos autores considera o ponto de separação entre as duas regiões (último máximo na intensidade da pressão) como ocorrendo a uma distância axial $Z = a^2/\lambda$, porém ZEMANEK (1970) mostrou que esta transição ocorre a uma distância menor ($Z = 0.75a^2/\lambda$).

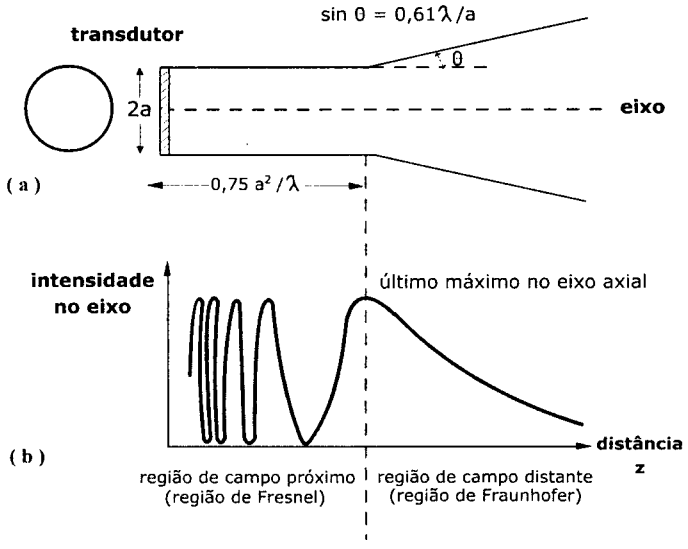


Figura 3. (a) Seção longitudinal através do feixe ultra-sônico gerado por um transdutor circular de raio a. (b) Variação da intensidade de pressão ao longo do eixo axial do transdutor.

PRINCÍPIOS DE FUNCIONAMENTO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM

Para aplicações biomédicas, a radiação ultra-sônica (ou campo ultra-sônico) é gerada pela aplicação de um sinal elétrico (pulso de curta duração ou salva de senóides ou ondas retangulares) a um dispositivo transdutor com características piezoelétricas, ou seja, que converte a energia elétrica em energia mecânica (vibrações) e vice-versa (o efeito piezoelétrico aparece em alguns cristais e cerâmicas sinterizadas, como o Quartzo, Sal de Rochelle, Titanato de Bário, Titanato de Zirconato de Chumbo – PZT-4 e PZT-5). O transdutor, geralmente, fica em contato com a pele do paciente, utilizando-se um gel para acoplamento. As ondas geradas pelo transdutor propagam-se para o interior do corpo e interagem com os diferentes tecidos, o que faz gerar ondas (ecos) que são espalhados devido à não homogeneidade dos tecidos e propagam-se em todas as direções e também na direção do transdutor emissor. Estes ecos são detectados por este transdutor (que age como receptor) e considerando-se conhecida a velocidade de propagação do ultra-som nos tecidos, busca-se interpretar os si-

nais recebidos em diferentes profundidades (distâncias da face do transdutor). Dependendo da informação requerida é possível, por exemplo, visualizar estruturas internas, estimar o fluxo sangüíneo ou a atenuação das ondas devido às diferenças de densidades entre os diversos tecidos, podendo permitir sua caracterização.

Um equipamento básico de ultra-som é formado por uma unidade de geração e transmissão dos pulsos elétricos para excitação dos transdutores, uma unidade de recepção e amplificação dos sinais captados, uma unidade de controle e processamento que é utilizada para configurar os parâmetros das unidades de transmissão e recepção e uma unidade para visualização dos resultados do processamento. O tipo de análise e de processamento efetuados nos sinais enviados e recebidos pelos transdutores, depende das informações requeridas pelo médico, que podem ser a apresentação de um órgão interno em um monitor, a atenuação ou velocidade de propagação da onda ultra-sônica em um determinado órgão, a estimação de fluxo sangüíneo ou o deslocamento de determinadas estruturas em relação às suas posições normais (WEBSTER, 1992; WELLS, 1977).

A pesquisa na área de transdutores de ultra-som ("probes") está em constante desenvolvimento e vários tipos têm sido utilizados em equipamentos de uso geral, abdominal, obstétrico e ginecológico. A freqüência do sinal e a largura do campo acústico gerado pelos transdutores, depende da espessura e diâmetro do cristal piezoelétrico, respectivamente. Transdutores que gerem altas freqüências produzem comprimento de ondas menores e campos acústicos mais estreitos, o que melhora a resolução, mas por outro lado, como a atenuação é maior nas altas freqüências, a profundidade atingida é menor. Para corrigir em parte este problema, os equipamentos apresentam um controle de ganho que pode ser ajustado pelo operador para poder visualizar interfaces mais distantes da face do transdutor (ECRI, 1999).

No início da utilização do ultra-som como ferramenta de auxílio ao diagnóstico médico, era comum o uso de transdutores circulares que faziam varredura em uma direção de uma área de interesse e as freqüências situavam-se entre 1MHz e 3,5MHz. Com o advento de novas técnicas de fabricação e encapsulamento das cerâmicas piezoelétricas, passou a ser co-

mum o uso de transdutores do tipo matricial (*array transducers*) e o acionamento de cada elemento do *array* passou a ser eletrônico (varredura eletrônica). Além do desenvolvimento da eletrônica analógica e digital, a fabricação de transdutores de freqüência acima de 3,5MHz passou a ser comum. Isto facilitou a utilização do ultra-som em diversas áreas da medicina e é comum sua utilização em oftalmologia com transdutores operando em freqüências entre 10MHz e 25MHz. Ultimamente, é grande a quantidade de pesquisadores que estão desenvolvendo transdutores que chegam a operar entre 25MHz e 100MHz, com aplicação direta na visualização de estruturas de artérias e vasos.

Um diagrama esquemático de um transdutor ultra-sônico de elemento único pode ser visto na Figura 4. Os elementos básicos deste tipo de transdutor são: cerâmica piezoelétrica (elemento transdutor), camada de retaguarda (para absorção da energia acústica que se propaga no sentido contrário ao da face frontal), camada frontal (para casamento de impedância acústica com o meio de propagação da onda acústica gerada pela cerâmica), elementos de casamento de impedância elétrica, cabos e material de encapsulamento da cerâmica.

Os transdutores de elemento único são ainda bastante utilizados com pequenas variações de encapsulamento, segundo suas diversas aplicações. Para imagem, podem ser montados em estruturas móveis (por exemplo, no eixo de motores), de forma a permitir o direcionamento de sua face frontal em diversos ângulos, formando imagens setoriais. Os transdutores do tipo matricial (Figura 4) podem ter diversos formatos e são constituídos por diversos elementos, geralmente, cerâmicos com pequenas dimensões, separados entre si e que podem ser excitados individualmente ou agrupados em pequenas células.

O número de elementos pode variar significativamente, de 8 a até 1024. A grande maioria dos scanners comerciais utiliza transdutores matriciais com 64 a 256 elementos e comprimento entre 4 e 15 cm. Dependendo do modo como os elementos do transdutor são excitados, pode-se conseguir focalizar ou dirigir o feixe ultra-sônico, permitindo a varredura eletrônica do tecido (ou material) investigado. Os atrasadores permitem a excitação individual ou de grupos de elementos do transdutor, gerando frentes de onda adequadas para cada caso.

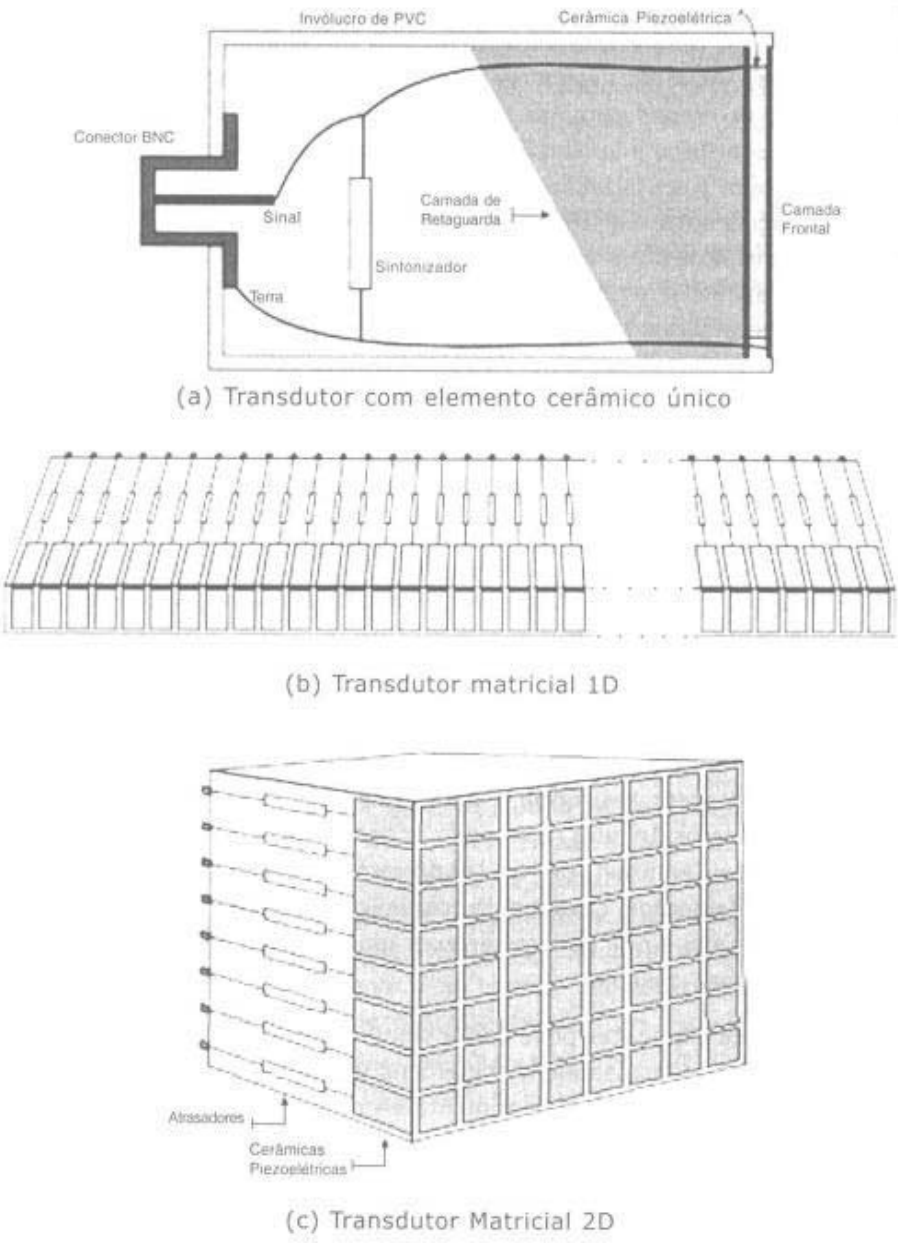


Figura 4. Diagramas esquemáticos de transdutores de ultra-som.

As técnicas de processamento de sinais e de imagens e os aperfeiçoamentos na fabricação dos transdutores têm possibilitado a obtenção de imagens com excelente qualidade e facilitado o diagnóstico médico. Como toda a superfície do transdutor ou "probe" tem que estar em contato com a pele do paciente ou com a região a ser analisada, os fabricantes têm desenvolvido equipamentos mais sofisticados e uma ampla gama de transdutores (Figura 5), com tamanhos, formatos e características específicas como, por exemplo, focalização eletrônica ou lentes colocadas na face do mesmos.

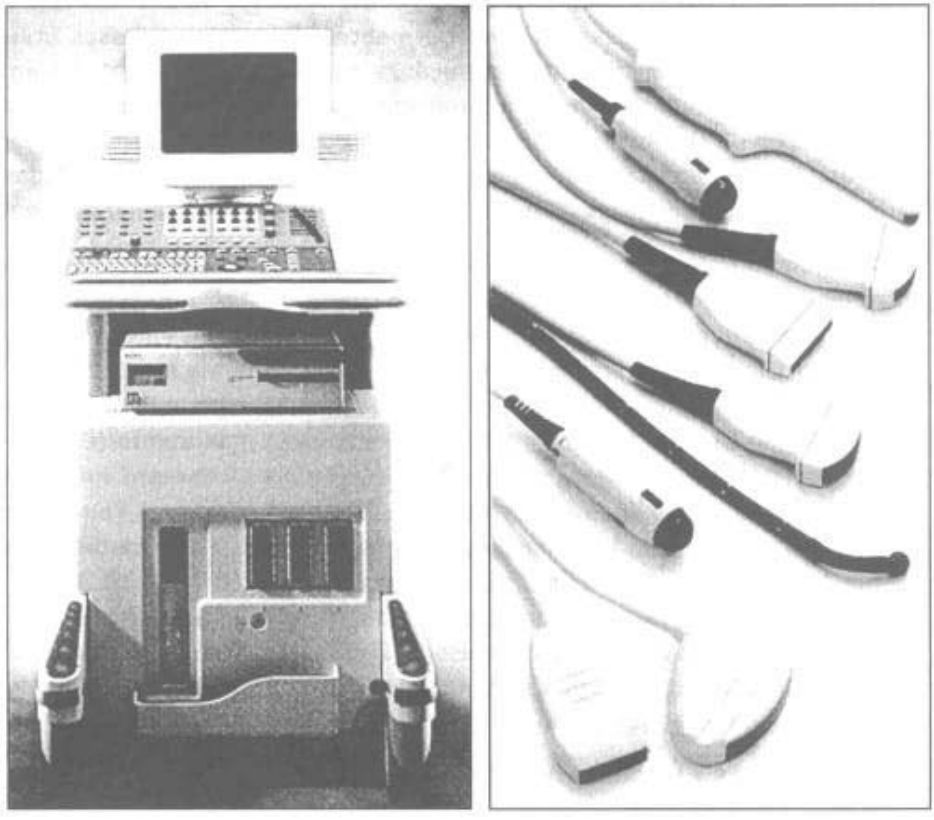


Figura 5. Equipamento (scanner) e transdutores de ultra-som para aplicações na área médica (Imagens cedidas pela ATL Ultrasound)

Alguns sistemas utilizam transdutores com banda de freqüências larga ("broadband"). Estes apresentam maior sensibilidade, permitindo a operação em freqüências mais altas para aumentar a resolução ou em freqüências mais baixas para aumentar a profundidade de penetração do campo, de forma a obter imagens de melhor qualidade, com mais informações para auxiliar no diagnóstico. O operador pode selecionar mais facilmente a resolução e profundidade de penetração do campo em diferentes procedimentos para obtenção da imagem.

Os equipamentos mais modernos (scanners) permitem o armazenamento das imagens em disco rígido, unidades ópticas, cassetes ou outras mídias, de forma a serem processadas posteriormente ou serem impressas utilizando-se impressoras com alta resolução e câmaras multiformato. Além disso, algumas unidades incluem programas especiais que permitem a determinação de volume, área, diâmetro e circunferência de algumas estruturas. Na obstetrícia, por exemplo, essas informações são utilizadas para determinar a idade gestacional do feto.

Os equipamentos (scanners) medem a amplitude dos ecos, o tempo entre eles e a direção de propagação dos mesmos e estas informações são então processadas e exibidas em diferentes modos: Modo A, Modo B, Modo M, Doppler Contínuo ou Pulsátil. Equipamentos no Modo A e Modo B fornecem informações espaciais sobre a região que está sendo mostrada, enquanto que no Modo M fornecem informações sobre o movimento (e funcionamento) de válvulas cardíacas e no Modo Doppler fornecem informações sobre fluxo sangüíneo. A técnica mais antiga é o Modo A (ou modo amplitude), que fornece informações unidimensionais e a técnica de geração de imagens em duas dimensões mais utilizada é o Modo B. Muitos equipamentos podem operar com uma combinação dos modos, por exemplo, Modo M com Modo B, Doppler e Modo B, etc. A seguir serão apresentados alguns detalhes e modo de operação dos equipamentos funcionando com essas configurações.

Equipamentos Funcionando no Modo A

Este modo, como os demais, exceto o Doppler Contínuo, tem como base a técnica pulso-eco, onde um pulso de ultra-som de curta duração é transmitido por um transdutor. Este pulso viaja através do meio que está sendo

investigado e toda vez que ocorre uma mudança da impedância acústica neste meio, ocorrem reflexões e estas podem ser captadas pelo mesmo transdutor. O tempo decorrido entre a transmissão do pulso e a recepção do eco é proporcional à profundidade de penetração, o que possibilita o mapeamento unidimensional das interfaces na direção de propagação do campo. A Figura 6 mostra o diagrama em blocos de um equipamento no Modo A.

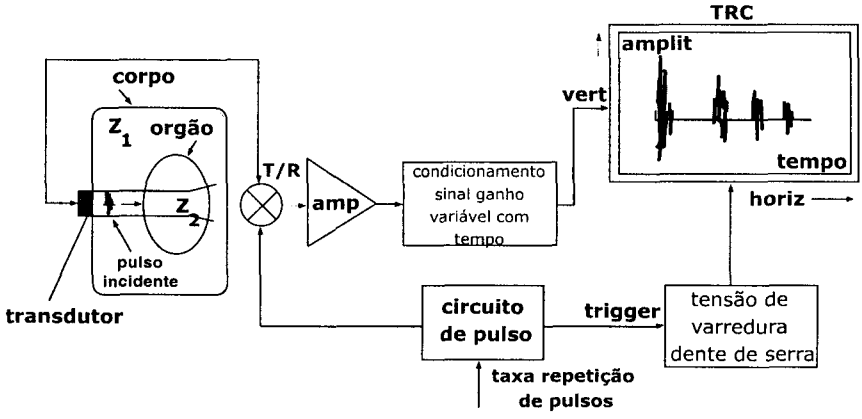


Figura 6. Elementos de um equipamento no modo A
(Modificado de CHRISTENSEN, 1988).

O circuito de pulso aplica um pulso de curta duração (da ordem de 10 a 500 ns, dependendo da freqüência do transdutor) e alta amplitude (da ordem de centenas de volts) ao transdutor através do circuito de chaveamento T/R, que isola os circuitos de recepção durante a aplicação do pulso de alta energia para evitar saturação, sobrecarga e danos dos mesmos e, durante a recepção, deixa passar os ecos de baixa amplitude (da ordem de 1 a 200 mV, dependendo da atenuação do meio e da energia inicial aplicada ao transdutor). O transdutor gera uma onda ultra-sônica (pulso incidente) que se propaga no tecido e sofre reflexões nas interfaces dos meios 1 e 2 (Z1/Z2 e Z2/Z1). Os ecos gerados nessas interfaces são captados pelo transdutor (que passa a operar como receptor), amplificados e condicionados nos circuitos de recepção (utilizando-se circuitos demoduladores que geram a envoltória do sinal, controle de ganho variável com o tempo, circuitos que realizam compressão logarítmica para per-

mitir que ecos muito longos ou muito curtos sejam mostrados na mesma escala, comparadores de limiar, filtros analógicos, etc.) e depois são mostrados no "display" (TRC – Tubo de Raios Catódicos) de forma semelhante ao que é feito em um osciloscópio, onde o eixo horizontal representa a varredura ao longo do tempo e no eixo vertical do "display" são mostradas as amplitudes dos sinais recebidos após terem sido amplificados e condicionados adequadamente. A Figura 7 mostra a seqüência de passos normalmente implementada no processamento do sinal recebido no Modo A.

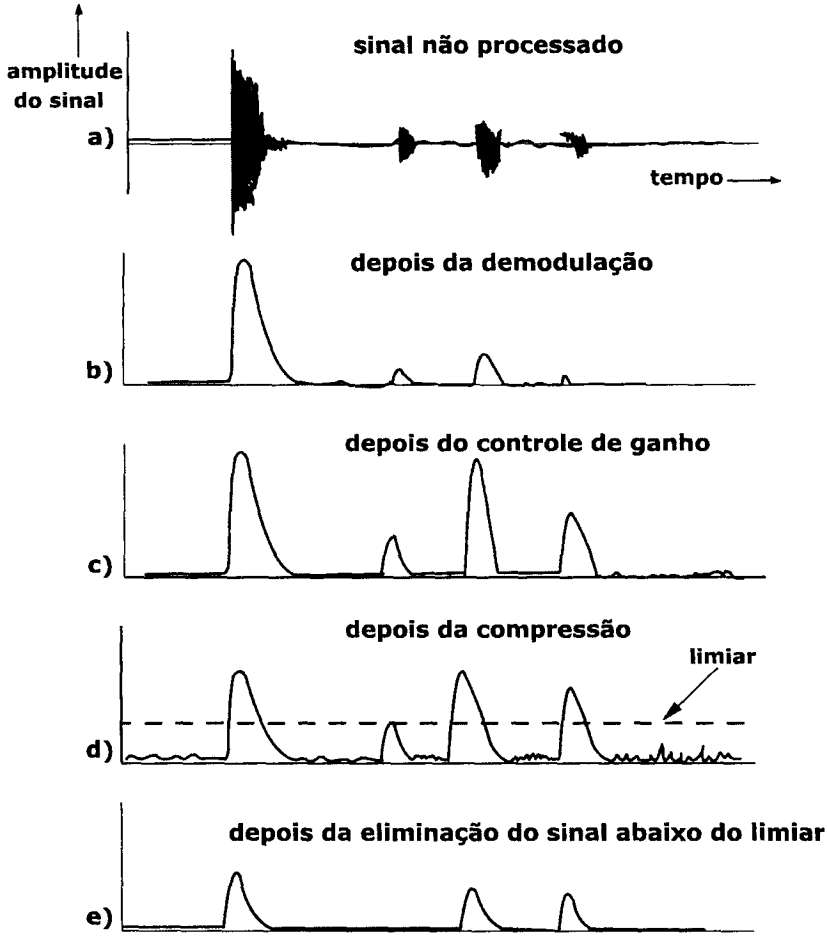


Figura 7. Seqüência de passos normalmente implementada no processamento do sinal recebido no Modo A.

Aplicações do Modo A

O Modo A tem sido utilizado na ecoencefalografia da linha média, onde a posição desta é determinada em relação aos ecos das fronteiras mais próxima e mais distante do crânio. A linha média do cérebro, sob condições normais, deve estar posicionada no centro do crânio em um plano sagital do mesmo. Se houver o deslocamento das estruturas para um dos lados, provocado por algum tipo de lesão, a assimetria poderá facilmente ser identificada no Modo A.

Também na oftalmologia o Modo A é bastante empregado, podendo-se determinar o tamanho e padrões de crescimento do olho, detectar a presença de tumores ou outras patologias bem como a presença de objetos estranhos para remoção via cirurgia.

Equipamentos Funcionando no Modo B

O Modo B produz uma imagem bidimensional do meio sob estudo pela combinação dos sinais do Modo A em várias direções, obtidos pelo deslocamento mecânico do transdutor. A posição do transdutor é determinada medindo-se o ângulo entre a armação que serve para sustentar e direcionar o mesmo e uma determinada referência. Este modo pode ser melhor entendido considerando-se uma linha no Modo A, modificada de tal forma que a amplitude do sinal recebido não cause um deslocamento vertical do feixe do tubo de raios catódicos, mas sim aumento ou diminuição do brilho. O eixo na direção de propagação do pulso, da mesma forma que no Modo A, representa a profundidade de penetração ou distância. A Figura 8 mostra como uma linha do Modo B pode ser obtida a partir do Modo A para o mesmo objeto e a Figura 9 mostra o diagrama em blocos de um equipamento no Modo B com varredura manual. Os circuitos para geração do pulso de excitação do transdutor, chaveamento, amplificação e condicionamento dos ecos recebidos são semelhantes aos descritos anteriormente para os equipamentos no modo A, sendo que a diferença está no fato que a saída do circuito de recepção, neste caso, modula o brilho de cada linha no "display" (TRC). A direção de cada linha (dada pelo ângulo θ) é determinada pelos transdutores de posição adaptados ao suporte para o transdutor ultra-sônico. Após a varredura completa da região desejada, a imagem em duas dimensões é atualizada no "display".

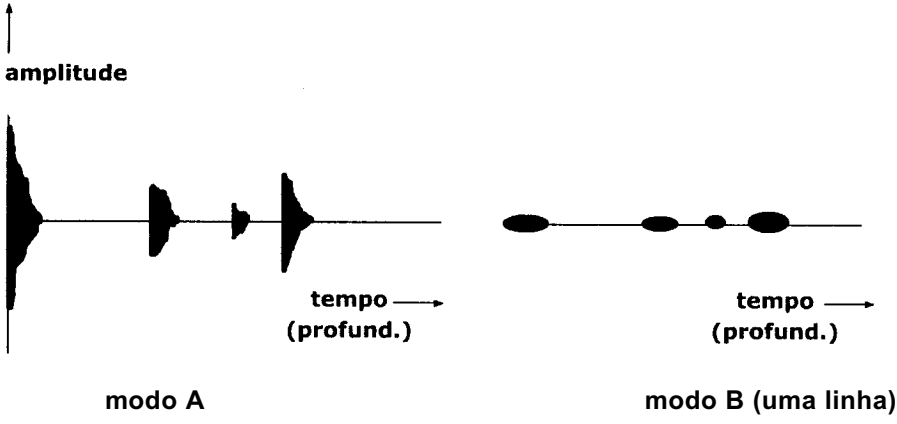


Figura 8. Obtenção de uma linha do Modo B a partir do sinal do Modo A.

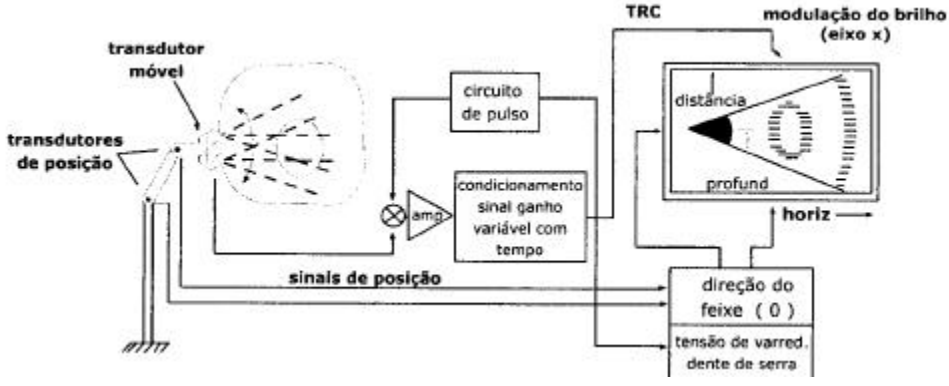


Figura 9. Elementos de um equipamento no Modo B.

Uma das vantagens da varredura manual é que o médico pode movimentar o transdutor de modo a dar ênfase às estruturas de seu interesse, todavia, este tipo de varredura não é adequado para mostrar estruturas em movimento como, por exemplo, o do miocárdio. Nestes casos, faz-se necessária a utilização de outros métodos de varredura para obter imagens em tempo real como a varredura mecânica ou a varredura eletrônica.

A Figura 10 mostra alguns modos de varredura mecânica para obter setores no Modo B e a Figura 11 mostra o mecanismo de funcionamento de

um arranjo de 5 elementos em um transdutor matricial linear para realizar a varredura eletrônica, onde o direcionamento do feixe é obtido por meio de atrasos na excitação dos transdutores.

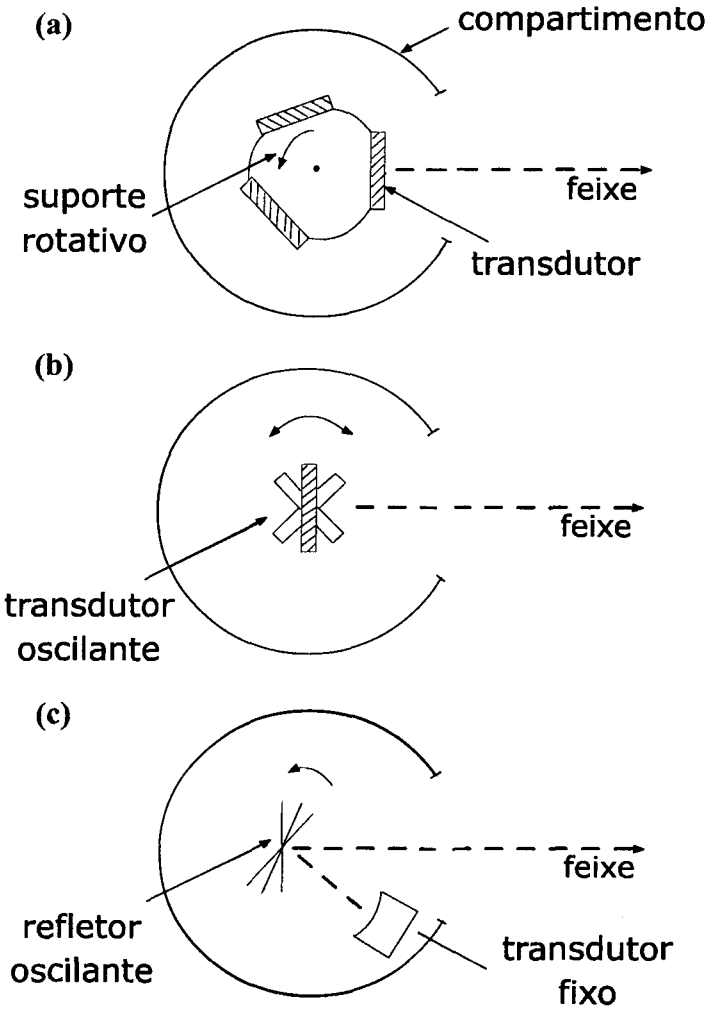


Figura 10. Varredura mecânica no Modo B: (a) Rotação do transdutor; (b) Oscilação do transdutor; (c) Oscilação do refletor.

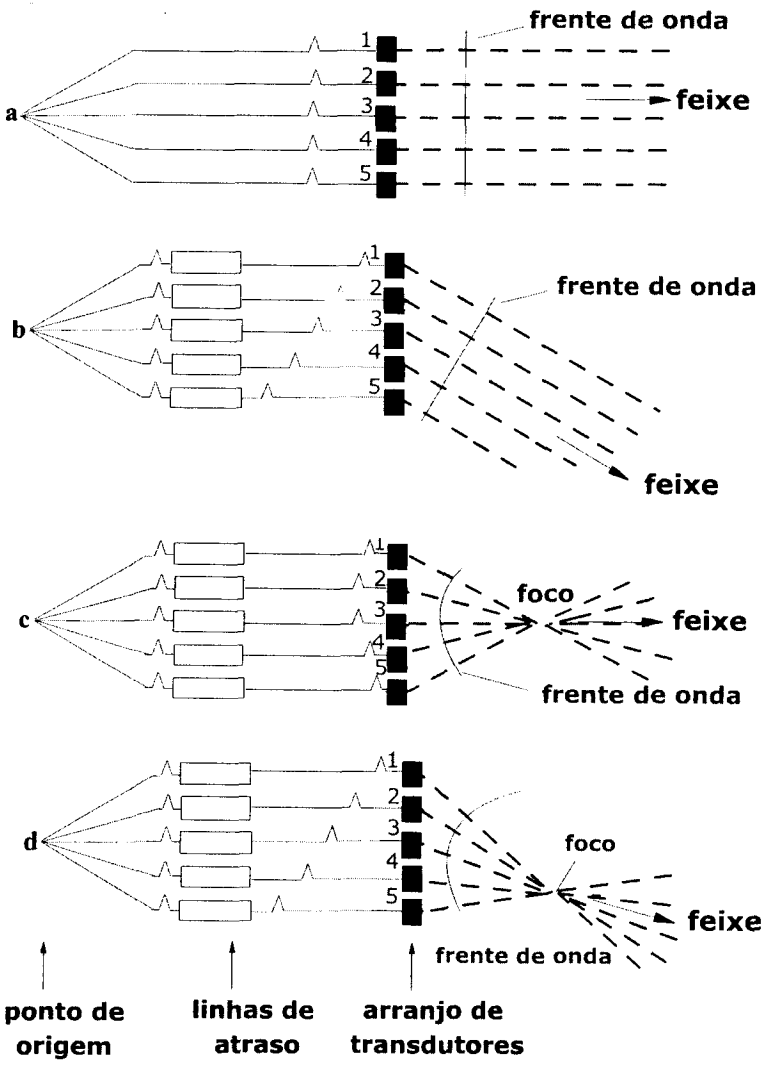
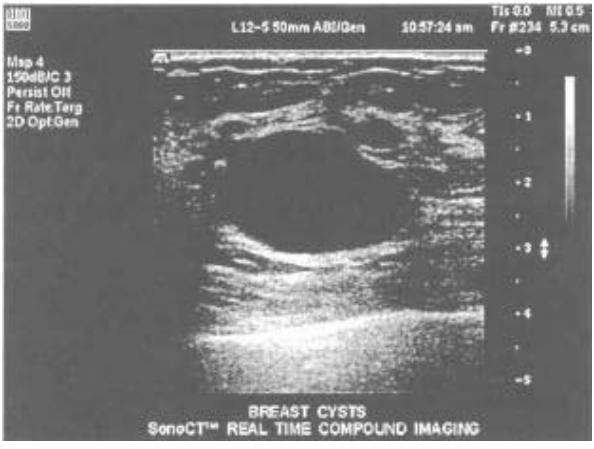
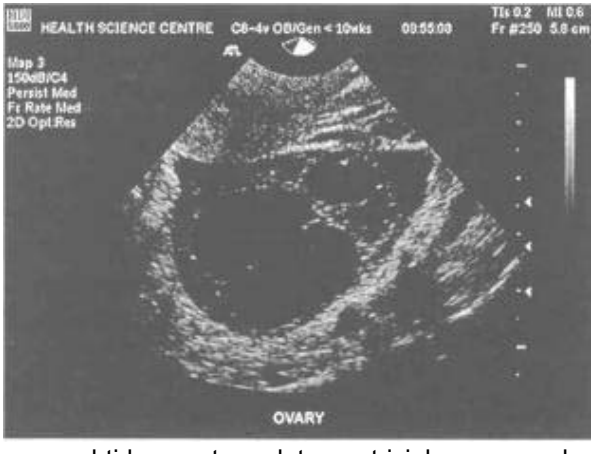


Figura 11. Arranjo de 5 elementos de um transdutor matricial linear para varredura e direcionamento do feixe eletronicamente: (a) paralelo; (b) inclinado; (c) focalizado (d) focalizado e inclinado Modificado de BRONZINO (1986).

As imagens de ultra-som são geralmente bidimensionais (2D) como visto na Figura 12. No caso de imagens obtidas com outros tipos de radiação, como em tomografia computadorizada por Raios-X, é comum buscar-se a visualização tridimensional (3D) das estruturas e ,.órgãos internos do corpo. No caso do ultra-som, a obtenção de imagens tridimensionais é difícil e se encontra em estágio ainda inicial, embora muitas pesquisas e desenvolvimento estejam sendo realizados com sucesso por pesquisadores e empresas.



(a) Imagem obtida com transdutor matricial com varredura linear.



(b) Imagem obtida com transdutor matricial com varredura setorial.

Figura 12. Imagens 2D obtidas com transdutores matriciais específicos para varredura linear (a) e setorial (b). (Imagens cedidas pela ATL Ultrasound - © 2000 ATL Ultrasound).

Em geral, os sistemas que permitem a visualização tridimensional de órgãos e vasos do corpo humano são adaptações dos sistemas tradicionalmente disponíveis no mercado, usando transdutores 1D ou tipo matricial anular cuja posição espacial é monitorada por dispositivos sensores. Os dados de posição espacial são obtidos por uma grande variedade de mecanismos, incluindo motores de passo na cabeça de varredura do transdutor, dispositivos de translação e rotação, e o dispositivo sensor de posição pode ser eletromagnético, acústico ou óptico. O principal problema é devido ao manuseio do transdutor, que é movimentado livremente pelo médico tornando difícil manter conhecidas as coordenadas espaciais que indicam a posição e ângulo do transdutor em relação ao corpo do paciente. Inúmeros pesquisadores e empresas têm buscado obter sistemas confiáveis e que permitam a mesma facilidade de movimento que os ultra-sonografistas conseguem nos sistemas atuais.

Os transdutores para obtenção de imagens 3D podem ser os mesmos utilizados para imagens 2D com algumas adaptações para permitir a localização tridimensional do feixe ultra-sônico, ou podem ser construídos especialmente com este fim. Nos casos de transdutores especiais, os elementos cerâmicos podem ser organizados em uma matriz 2D como visto na Figura 4. Entretanto, outras disposições dos elementos cerâmicos podem ser utilizadas. A varredura continua sendo eletrônica e é associada uma coordenada espacial a cada elemento da matriz de modo a permitir a visualização de uma janela 3D de uma região do corpo do paciente.

As imagens 2D e os dados de posição devem ser armazenados em memória durante a aquisição para subseqüente montagem da imagem 3D. A aquisição das fatias pode ser feita como uma série de fatias paralelas, uma rotação ao redor de um eixo central ou em orientações arbitrárias. Após o volume ser construído, algoritmos especiais são usados para melhorar a imagem, visualizá-la e analisá-la. O tempo requerido para este processo varia entre alguns segundos a vários minutos dependendo da capacidade de processamento dos computadores (geralmente usando vários processadores e co-processadores de sinais e de imagens) e dos *displays* utilizados. A quantidade de dados a serem armazenados depende do tempo de aquisição e do número de imagens necessárias para se formar a imagem. O tipo de estudo também pode afetar os requisitos de armazenagem e processamento de dados e de imagens. Por exemplo, a varredura

estática da face de um feto pode requerer somente 5 segundos de dados adquiridos a 10 quadros por segundo, enquanto um exame cardíaco requer de 35 a 45 segundos de dados adquiridos a 30 quadros por segundo.

Qualquer que seja a técnica empregada para a geração da imagem 3D, os sistemas permitem a obtenção de dados quantitativos semelhantes aos dos equipamentos de imagem 2D, tais como medições de distâncias e áreas e, adicionalmente, permitem a quantificação de volume. Normalmente, os sistemas de imagens volumétricas precisam empregar técnicas especiais e calcular funções matemáticas complexas em que são levados em consideração os dados dos sensores de posição do transdutor, a largura do feixe ultra-sônico, entre outros dados importantes. Segundo alguns autores, as medições de volume usando métodos convencionais têm acurácia de ±5% para órgãos com forma regular e de ±20% para forma irregular. Na Figura 13 são mostradas imagens de ultra-som 3D.

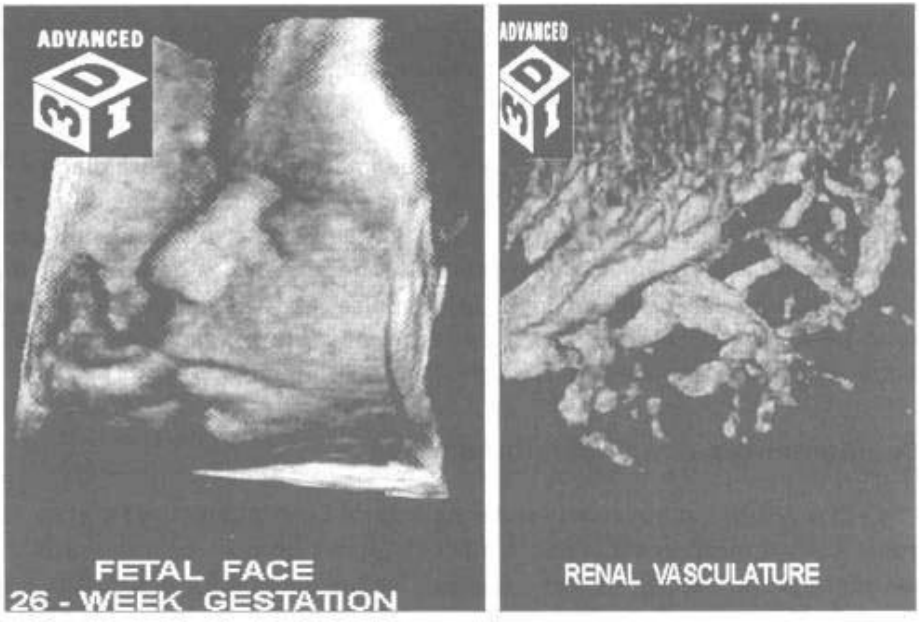


Figura 13. Imagem de ultra-som tridimensional da face de um feto na 26a, semana de gestação (esquerda) e imagem 3D-da vasculatura renal (direita).
(Imagens cedidas pela ATL Ultrasound).

Aplicações do modo B

Os instrumentos no Modo B representam a grande maioria dos equipamentos de ultra-som para diagnóstico atualmente, principalmente devido ao grande número de regiões anatômicas que podem ser observadas com este modo (varredura manual ou tempo real) e também a facilidade na interpretação de imagens em duas dimensões e mais recentemente em 3 dimensões.

Uma das principais aplicações deste modo está na obstetrícia, onde a taxa de crescimento, posição e anormalidades podem ser observadas sem o risco de submeter o feto e a mãe à radiação X. A localização da placenta ou a presença de gêmeos podem ser também verificadas facilmente. Na ginecologia, este modo pode ser utilizado na identificação de tumores malignos, cistos no ovário, etc.

Na região abdominal podem ser obtidas imagens do fígado, do baço, da vesícula biliar e dos rins. As anormalidades causadas por tumores ou outras lesões nessa região podem ser facilmente observadas neste modo.

Outras aplicações incluem a obtenção de imagens do seio para diagnosticar a presença de tumores e também imagens de alguns pontos do coração. Imagens do coração ficam bastante limitadas visto que o mesmo fica praticamente todo envolvido pelo pulmão, onde a presença de ar nos alvéolos impede a passagem das ondas ultra-sônicas através do mesmo e para solucionar este problema, são utilizados transdutores especiais (transesofágicos) ou o acesso é feito pela região do abdome.

Equipamentos Funcionando no Modo M

Esta configuração é utilizada para analisar qualitativamente e quantitativamente o movimento de estruturas como válvulas cardíacas. Este modo possui algumas características do Modo A e algumas do Modo B. Como no Modo B, o brilho da linha mostrada é modulado de acordo com a amplitude do sinal recebido e ele é similar ao Modo A porque os ecos são coletados em apenas uma direção e apresentados na direção horizontal do monitor. A deflexão vertical no monitor é con-

trolada por uma variação lenta da tensão de rampa de tal forma que linhas sucessivas são apresentadas de cima para baixo. Qualquer movimento da estrutura ao longo do campo ultra-sônico, estará sendo representado como um movimento horizontal. A Figura 14 mostra a configuração de um equipamento neste modo.

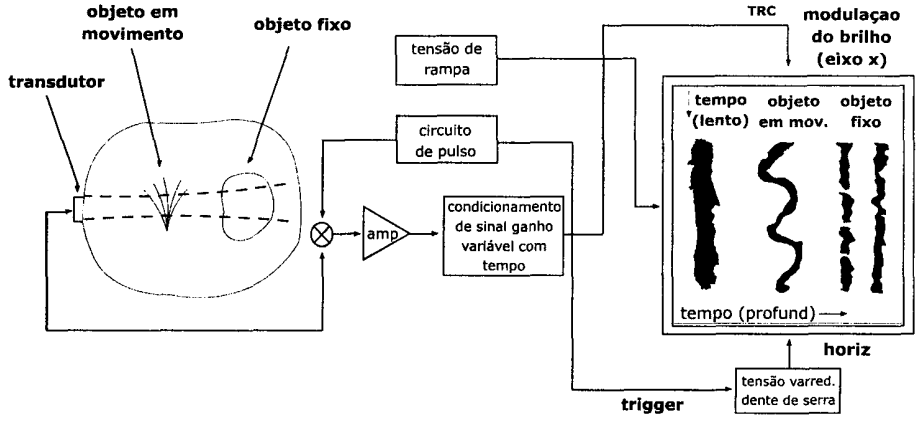


Figura 14. Elementos de um equipamento no Modo M.

O tempo de varredura horizontal do "display" é semelhante ao utilizado nos modos A e B (da ordem de 13μs para cada centímetro de profundidade). Já o tempo de varredura vertical é bem mais lento (de 2 a 3s) para permitir que vários ciclos cardíacos sejam mostrados no "display" e como o mesmo é calibrado em termos de profundidade (tempo) no eixo horizontal e também no eixo vertical, o deslocamento espacial (em cm) do objeto em movimento e a velocidade (em cm/s) podem ser medidos. Geralmente, as imagens geradas por este modo são mostradas rotacionadas de 90° com relação à mostrada no diagrama em blocos anterior (Figura 14). Na Figura 15 é mostrada uma imagem no Modo M, onde são mensuradas as dimensões da câmara ventricular esquerda utilizando-se um paquímetro digital duplo, sendo que a linha selecionada para mostrar a imagem em Modo M é marcada na imagem em Modo B mostrada na parte superior esquerda da figura.

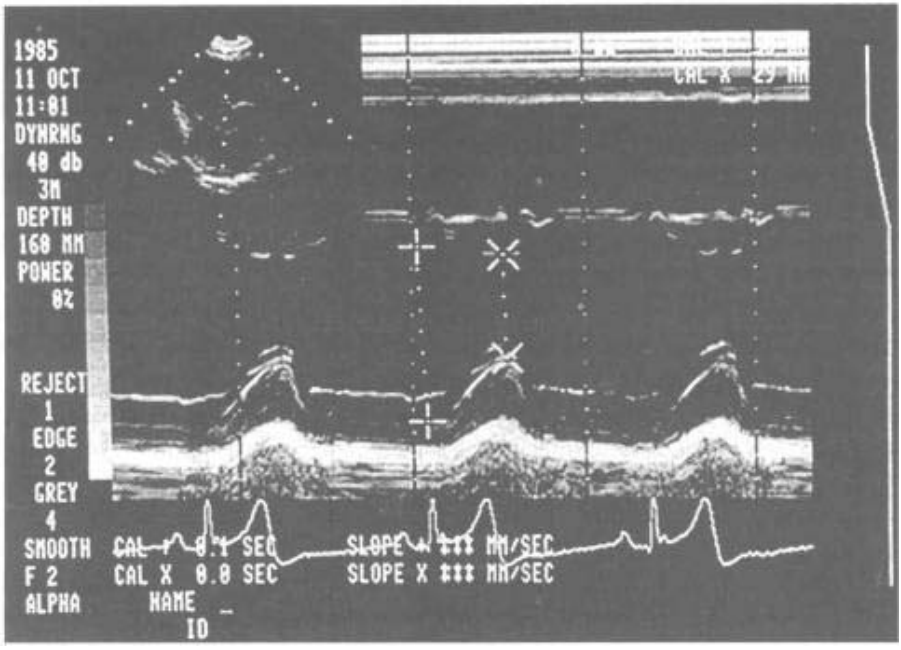


Figura 15. Imagem cardíaca em Modo M, da válvula mitral. (Viug Méd Precision Ecocardiography, Inc.)

Equipamentos Funcionando no Modo Doppler

O efeito Doppler pode ser definido como o desvio em freqüência que ocorre com um sinal sonoro ou eletromagnético quando há movimento relativo entre a fonte emissora e o receptor, tendo recebido esta denominação em homenagem a Christian Doppler (1803-1853), um físico matemático austríaco que foi o primeiro a estudar este efeito.

Conforme já mencionado, na interface entre dois materiais com impedâncias acústicas diferentes, parte da potência ultra-sônica emitida é refletida e parte é transmitida ao meio seguinte. Se a interface for estacionária, o feixe refletido retorna ao transdutor com a mesma freqüência do sinal emitido. No caso de estruturas móveis (por exemplo, as hemácias em uma artéria), o sinal que retorna ao transdutor sofre dois desvios em freqüência: primeiramente o alvo atua como um receptor móvel, de forma

que o sinal por ele recebido apresenta um comprimento de onda diferente do emitido. A seguir ele passa a atuar como uma fonte emissora móvel, enviando sinais com este mesmo comprimento de onda, mas que em função de seu movimento são captados pelo transdutor com outro comprimento de onda (WELLS, 1977). O desvio Doppler, do ponto de vista do transdutor, é a diferença entre as freqüências por ele emitida e recebida e conforme mostrado mais adiante, é proporcional à velocidade relativa entre a fonte e o observador.

A Figura 16 exemplifica este efeito aplicado à medição de velocidades de uma partícula em movimento. São mostrados três pares de transdutores ultra-sônicos (a, b e c), cada um com um transmissor (Tx) e um receptor (Rx). Todos os transmissores emitem ondas acústicas de mesmo comprimento de onda (λT) e, portanto, mesma freqüência. Estas ondas são refletidas pela partícula, sendo captadas pelo receptor. No caso "a", o objeto refletor encontra-se parado, percebendo um sinal com o mesmo comprimento de onda do transmitido e refletindo-o de volta também com o mesmo comprimento de onda. Dessa forma, a onda recebida por Rx apresenta o mesmo comprimento de onda da transmitida por Tx ($\lambda_a = \lambda_T$) e, conseqüentemente, a mesma freqüência. No caso "b", o objeto refletor move-se em direção aos transdutores, recebendo as frentes de onda com maior velocidade, ou seja, percebendo um sinal com comprimento de onda menor (freqüência maior) que o transmitido por Tx. Ao refletir este sinal, que já apresenta uma freqüência maior que a original, ocorre um segundo efeito Doppler, pois o movimento da partícula faz com que o transdutor receptor (Rx) receba as frentes de onda com uma velocidade relativa ainda maior, resultando num comprimento de onda ainda menor ($\lambda_b < \lambda_T$). Portanto a freqüência recebida por Rx é maior que a transmitida por Tx. Já no caso "c" ocorre o inverso do caso "b". O movimento da partícula afastando-se dos transdutores faz com que ela perceba frentes de onda com menores velocidades, resultando num comprimento de onda maior (freqüência menor). Ao refletir este sinal, em função do movimento relativo entre a partícula e os transdutores, o sinal percebido por Rx apresenta um comprimento ainda maior ($\lambda_c > \lambda_T$), resultando numa freqüência ainda menor que a emitida originalmente por Tx.

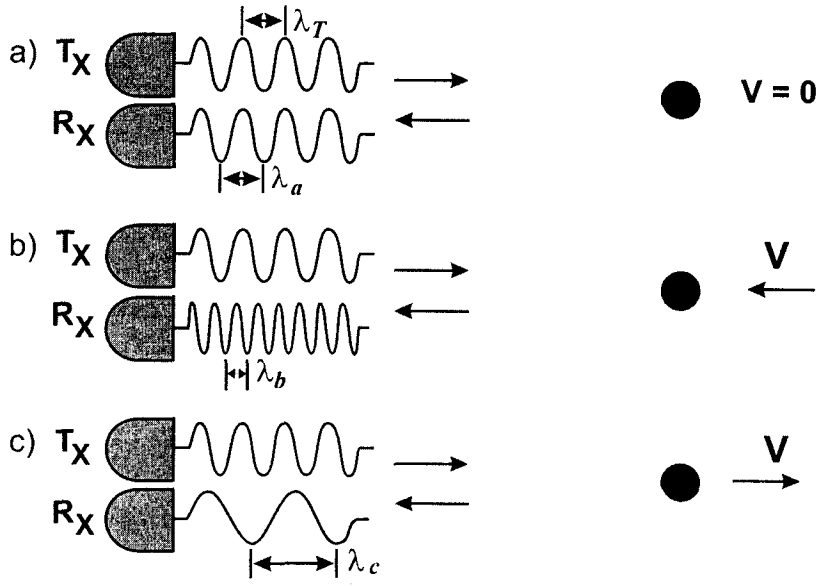


Figura 16. O efeito Doppler: a) o objeto refletor está parado;
b) movendo-se para esquerda; c) movendo-se para direita

Existem várias configurações possíveis baseadas no efeito Doppler, mas todas elas seguem princípios físicos semelhantes. Em geral, os sistemas ultra-sônicos baseados no efeito Doppler podem ser enquadrados no diagrama de blocos apresentado na Figura 17.

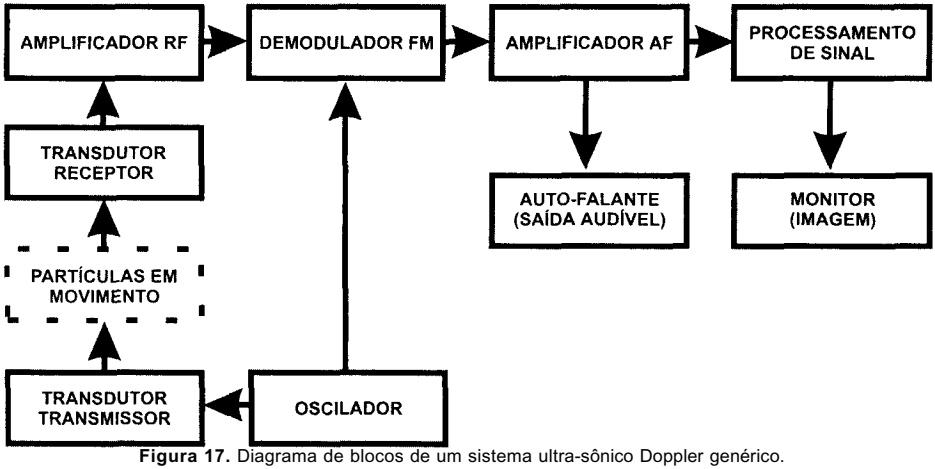


Figura 17. Diagrama de blocos de um sistema ultra-sônico Doppler genérico.

Como pode ser visto na Figura 17, este diagrama contém um transdutor transmissor que é o responsável pela emissão de ondas ultra-sônicas e que são refletidas pelas partículas em movimento. Estas ondas refletidas, que com o movimento das partículas sofreram o efeito Doppler, são então captadas pelo transdutor receptor. Pode-se dizer, portanto, que o sinal refletido consiste no sinal transmitido (portadora), modulado em freqüência pela velocidade das partículas (modulante). Um circuito demodulador FM realiza a multiplicação (batimento em freqüência) do sinal captado pelo receptor, utilizando como portadora o sinal vindo do oscilador. Esse sinal demodulado corresponde então à soma e à diferença em freqüência dos dois sinais originais. Essa diferença de freqüências, denominada desvio Doppler, geralmente é um sinal audível (20 a 20kHz), podendo ser ouvido em um alto-falante.

Dentre as configurações possíveis para equipamentos operando no modo Doppler, pode-se destacar dois modos de operação: o Doppler contínuo e o Doppler pulsátil. No sistema Doppler de ondas contínuas existe a necessidade de utilização de dois transdutores, um transmissor e um receptor (Figura 18), geralmente montados em um único encapsulamento. Já o sistema Doppler pulsátil pode utilizar configurações com dois transdutores ou apenas um (Figura 19).

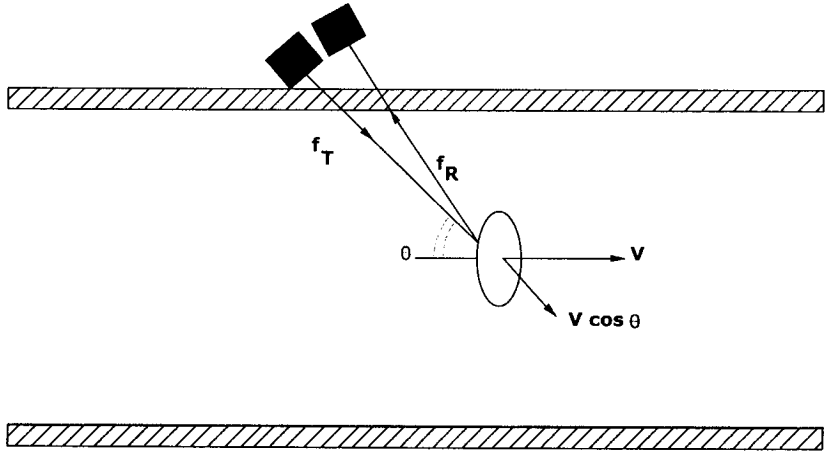


Figura 18. Configuração para medições do desvio Doppler de ondas contínuas com dois transdutores (transmissor e receptor), sendo f_R e f_T as freqüências recebida e transmitida respectivamente. V é a velocidade de escoamentodo fluido e ? o ângulo de incidência do feixe na partícula em movimento.

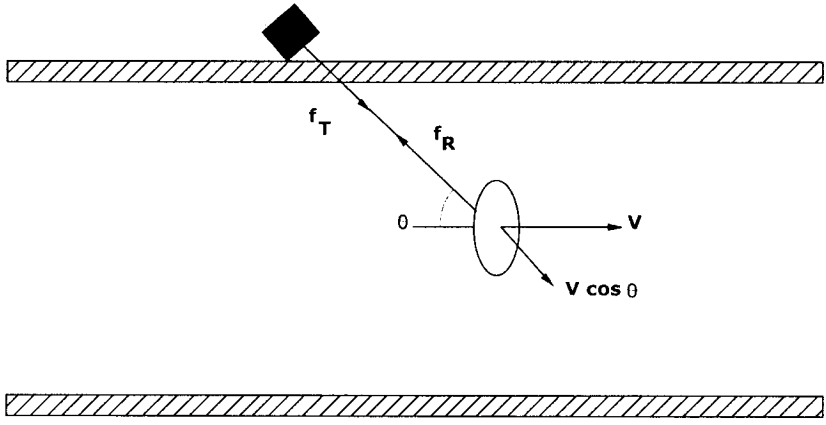


Figura 19. Configurações do desvio Doppler pulsátil com apenas um transdutor, sendo f_R e f_T as freqüências recebida e transmitida respectivamente; V é a velocidade de escoamento do fluido e ? o ângulo de incidência do feixe na partícula em movimento.

O desvio Doppler pode ser calculado utilizando-se a Equação 7, onde o sinal (±) indica o sentido da velocidade. Se a velocidade for no sentido mostrado nas Figuras 18 e 19 (da esquerda para a direita), o sinal é negativo e positivo no caso contrário. A Equação 7 mostra que o desvio Doppler é diretamente proporcional à velocidade do sangue e, conseqüentemente, ao fluxo volumétrico.

$$f_D \approx \pm \frac{2Vf_T \cos\theta}{c} \quad (7),$$

onde:

f_D é o desvio Doppler

f_T é a freqüência do sinal transmitido;

V é a velocidade de escoamento do fluido;

c é a velocidade de propagação do som no meio (1540m/s para o sangue).

? o ângulo de incidência do feixe

A maioria dos scanners, atualmente, inclui sistemas Doppler para determinar a direção e a velocidade do fluxo sangüíneo. Alguns destes incluem no mesmo equipamento o Doppler de ondas contínuas (CW) e o pulsátil (PW). O modo contínuo CW, método de operação mais simples, é utilizado para análises de fluxo onde não há necessidade de selecionar a profundidade, ou seja, ele recebe informações de todos os refletores em movimento no caminho do feixe e determina a velocidade máxima do fluxo na área analisada. Já os equipamentos com o Doppler pulsátil permitem ao operador selecionar a área de interesse para as análises de fluxo utilizando cursores superpostos na imagem 2D (Modo Duplex) e alguns destes representam o fluxo no monitor como uma imagem colorida (CFM - Doppler Color Flow Mapping), onde eles acessam simultaneamente a direção e a velocidade relativa do fluxo sangüíneo em vários pontos ao longo do caminho do feixe. O resultado é uma imagem hemodinâmica do coração ou grandes vasos que são úteis para se detectar estenoses e defeitos nas válvulas cardíacas (ECRI, 1999).

Os sistemas CFM utilizam combinações do vermelho, verde e azul (RGB) para mostrar as cores nas imagens 2D. Geralmente, nos estudos cardíacos, o vermelho indica fluxo na direção do transdutor e o azul no sentido contrário. Em estudos vasculares, as cores são invertidas. Tons de branco ou amarelo são adicionados ao fundo colorido para indicar fluxos mais intensos e o verde para indicar áreas de turbulência.

Outra técnica que vem sendo utilizada recentemente nos equipamentos é a determinação da potência espectral do desvio Doppler ("Power Doppler"), que pode ser utilizada como uma característica a mais na técnica CFM. Ela aumenta a sensibilidade às variações do fluxo e apresenta bons resultados mesmo quando o transdutor é posicionado em ângulos perpendiculares à direção do fluxo, que não pode ser visualizado nos sistemas de Doppler padrão. Esta técnica pode produzir imagens sonográficas que não são obtidas utilizando-se outras técnicas e também mostra sinais de doenças congenitais no coração de fetos. Alguns sistemas apresentam o modo Triplex (mostram imagens 2D em tons de cinza, a potência espectral do desvio Doppler e o mapa do fluxo em cores) que é utilizado para quantificar o fluxo e anomalias em pequenos vasos (ECRI, 1999).

Na Figura 20 é mostrada a imagem de fluxo sangüíneo com potência espectral variável com o cilho cardíaco.

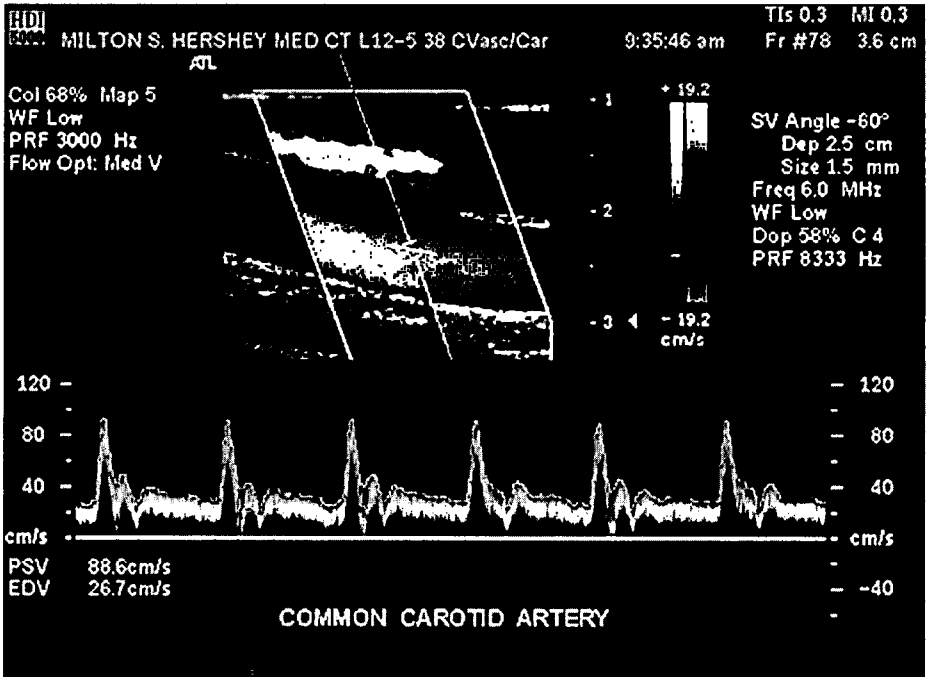


Figura 20. Fluxo sangüíneo na carótida mostrando potência espectral variável com o ciclo cardíaco (Imagem cedida pela ATL Ultrasound).

PRINCIPAIS FALHAS, ASPECTOS DE MANUTENÇÃO, OPERAÇÃO E CALIBRAÇÃO DOS EQUIPAMENTOS DE ULTRA-SOM

As principais falhas nos equipamentos de ultra-som estão relacionadas aos danos nos transdutores, impressoras, drivers para leitura ou armazenamento dos dados e vídeo cassetes.

Para evitar danos aos transdutores (cristais ou cabos para conexão), estes devem ser manuseados cuidadosamente e armazenados no seu suporte, evitando-se quedas, extensão excessiva dos cabos, contato com líquidos corrosivos, exposição dos mesmos a temperaturas elevadas. Problemas eletromecânicos, como rachaduras nos cristais piezoelétricos, po-

dem reduzir a largura de banda de passagem de freqüências e conseqüentemente aumentar a largura dos pulsos, afetando tanto a resolução axial quanto a lateral. Neste caso pode haver erros na medição das distâncias, áreas, volumes, etc. Na obstetrícia estes problemas podem levar a erros na determinação da idade gestacional do feto, por exemplo.

Um programa de controle de qualidade deve ser implementado para testar a qualidade dos transdutores e o desempenho dos equipamentos utilizando-se "phantoms" para avaliar a resolução lateral, axial, exatidão na determinação das distâncias, sensibilidade dos cristais, uniformidade, qualidade da impressão, etc. Erros de 2% ou menos na medição de distâncias são considerados aceitáveis para muitos sistemas ultra-sônicos. Os "phantoms" (ver exemplos na Figura 21), geralmente, apresentam custos relativamente altos que podem variar de US$ 200.00 a US$ 10,000.00 e, portanto, devem ser negociados previamente em contratos realizados com os fornecedores dos equipamentos para não elevar os custos operacionais.

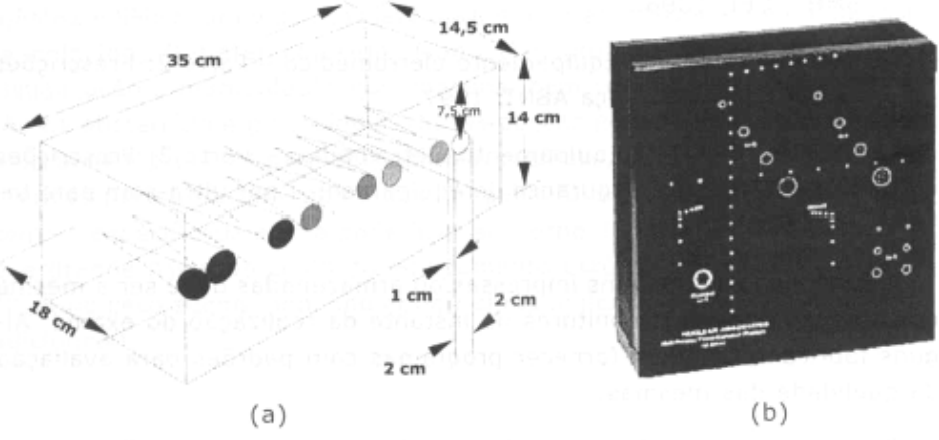


Figura 21. Exemplos de "phatoms", utilizados na calibração de sistemas ultra-sônicos para (a) calibração de contraste e detalhes e (b) uso geral na caracterização de tecidos e cistos. Imagens da Nuclear Associates (http://www.nucl.com)

Algumas normas técnicas especificam as grandezas a serem medidas e calibradas com os "phantoms", outras especificam as grandezas que os fabricantes deve informar nos manuais dos equipamentos, catálogos, etc., as quais devem ser observadas atentamente durante a especificação

e aquisição de um equipamento, e outras indicam as prescrições gerais de segurança e instalação destes. Entre as normas existentes para essas finalidades, pode-se destacar algumas:

- A.I.U.M., Acoustic output measurement and labeling standard for diagnostic ultrasound equipment, Americam Institute of Ultrasound in Medicine, 1992.
- IEC 150, Testing and calibration of ultrasonic therapeutic equipment, CEI, 1963.
- IEC-854, Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment, CEI, 1986.
- IEC-1161, Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0.5MHz to 25MHz, CEI, 1992.
- IEC-1689, Ultrasonics physiotherapy systems - Performance requirements and methods of measuring in the frequency range 0.5MHz to 5MHz, CEI, 1996.
- NBR IEC 60601-1, Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições gerais para segurança ABNT, 1997.
- NBR IEC 601-2-5, Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia, ABNT, 1997.

A qualidade das imagens impressas ou armazenadas deve ser a mesma das apresentadas nos monitores no instante da realização do exame. Alguns fabricantes podem fornecer programas com padrões para avaliação da qualidade das mesmas.

Outro aspecto importante que deve ser levado em consideração na aquisição de um equipamento, está relacionado ao suporte técnico e treinamento dos usuários, oferecido pela empresa fabricante ou representante. Alguns artefatos na imagem podem aparecer devido ao manuseio de forma inadequada do equipamento por parte do operador e em alguns casos, em que os artefatos são decorrentes da técnica ultra-sonográfica empregada ou anomalias no meio que está sendo investigado, o treinamento

adequado pode minimizar ou eliminar os efeitos dos mesmos, melhorando a qualidade da imagem final e auxiliando de forma mais adequada o diagnóstico.

Durante a especificação e aquisição de um equipamento, o usuário deve levar em consideração outros fatores, além dos já citados anteriormente como, por exemplo, a aplicação desejada, custos dos acessórios, disponibilidade dos mesmos no mercado, suporte à manutenção local por parte da empresa, descontos ou benefícios oferecidos pelos fabricantes e a padronização com equipamentos já existentes no hospital ou clínica, se for o caso, para diminuição dos custos dos suprimentos e também para compatibilização com os protocolos de comunicações, sistemas de informatização e interfaceamento com computadores centrais existentes com a finalidade de disponibilizar os resultados para outros setores do hospital/clínica e também outros centros via rede.

Uma configuração típica de um sistema ultra-sônico para uso geral inclui o scanner, transdutores de dupla freqüência ou multi-freqüências de 3,5MHz e 5MHz, um vídeo cassete para gravar as imagens, uma impressora colorida, Doppler colorido, Modo M e aplicativos que facilitam a visualização e manipulação das imagens, bem como pacotes para utilização na obstetrícia e ginecologia. Outras opções podem incluir transdutores adicionais ("probes") para aplicações específicas, pacotes de análise e periféricos para armazenamento das imagens. O custo de uma configuração como a especificada acima pode ficar em torno de US$ 200,000.00, sendo que grande parte do custo do equipamento está no transdutor (cerca de 12 % no caso acima, podendo atingir cifras maiores no caso de elementos adicionais).

BIBLIOGRAFIA

A.I.U.M., **Acoustic output measurement and labeling standard for diagnostic ultrasound equipment.** Americam Institute of Ultrasound in Medicine, 1992.

BRONZINO, J. D. – **Biomedical engineerig and instrumentation: Basic concepts and application**. BWS- Kent, 1986.

CHRISTENSEN, D. A. – **Ultrasonic bioinstrumentation**. New York: John Wiley & Sons, 1988.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Scanning systems, ultrasonic**, **general-purpose; Abdominal**; **Obstetric-Gynecologic**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

HADJICOSTIS, A.N.; HOTTINGER, C.F.; ROSEN, J.J.; WELLS, P.N.T. Ultrasonic transducer materiais for medical applications. **Ferroelectrics**, v. 60, p.107-126. 1984.

HAYMAN, A.J. & WEIGHT, J.P. Transmission and reception of short ultrasonic pulses by circular and square transducers. **J. Acoust. Soc**. **Am.,** v. 66(4), p.945-951, 1979.

HEKKENBERG, R.T.; REIBOLD, R.; ZEQIRI, B. Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment. **Ultrasound in Med., & Biol.,** v.20(1): p.83-98, 1994.

IEC 150: Testing and calibration of ultrasonic therapeutic equipment, CEI, 1963.

IEC-854: Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment, CEI, 1986.

IEC-1161: Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0,5MHz to 25MHz, CEI, 1992.

IEC-1689: Ultrasonics physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measuring in the frequency range 0,5MHz to 5MHz, CEI, 1996.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR IEC 601-2-5**: Equipamento eletromédico – Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamentos por ultra-som para terapia. ABNT, 1997.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR IEC 60601-1**: Equipa-mento eletromédico – Parte 2: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1997.

WEBSTER, J.G. - **Medical instrumentation: Application and design**. 2nd. ed., Houghton Mifflin, 1992.

WELLS, P.N.T., **Biomedical ultrasonics**. London: Academic PressInc,1977.

ZEMANEK, J. Beam behavior within the nearfield of a vibrating piston. **J. Acoust. Soc. Am.,** v.49(1), p.181-191, 1971.

CAPÍTULO 11

INCUBADORAS

Elaborado por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 401

HISTÓRICO 402

O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR 406

Balanço do calor fisiológico 406
Temperatura ambiente 411
Transferência de calor dentro do corpo 411
Ambiente termicamente neutro 412

CARACTERÍSTICAS DAS INCUBADORAS 412

Tipos de Incubadoras 412
Sobre-temperatura 414
Sistema controlador de temperatura proporcional 415
Diagrama em blocos de uma Incubadora típica 416

ASPECTOS DE SEGURANÇA 423

PROBLEMAS RELACIONADOS AO USO INDEVIDO DE INCUBADORAS 427

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 428

ÁRVORE DE DEFEITOS (TROUBLESHOOTING) 429

BIBLIOGRAFIA 430

INTRODUÇÃO

Logo após o nascimento, a temperatura interna e a temperatura da pele dos de suporte térmico é crítica para os neonatos, pois a fadiga por frio pode causar:

- Falta de oxigênio;
- Hipoglicemia (nível baixo de açúcar no sangue);
- Acidose metabólica (diminuição do ph do sangue);
- Queda nos níveis de glicogênio (polissacarídeo de reserva).

Para aumentar a taxa de sobrevivência dos recém-nascidos prematuros, coloca-se os mesmos em câmaras fechadas, com temperatura mantida em uma faixa específica, o que diminui os requisitos de consumo de oxigênio e os mantém aquecidos. O mesmo procedimento também é indicado para bebês nascidos a termo, mas que estejam doentes.

A incubadora é um dispositivo com uma câmara fechada e transparente, que mantém o recém-nascido em um ambiente controlado de modo que seja favorável:

- Ao seu crescimento;
- Ao seu desenvolvimento;
- A sua resistência às doença;
- E finalmente a sua sobrevivência.

Os elementos deste ambiente que podem ser controlados incluem:

- Temperatura;
- Umidade;
- Circulação de ar;
- Oxigênio;
- Luz.

Em 1900, o francês Pierre Constant Budin foi talvez o primeiro neonatologista a registrar a taxa de sobrevida em pacientes neonatos:

- Observou que 10% destes pacientes sobreviviam se fossem mantidos a uma temperatura entre 32,5°C e 33,5°C, e que 77% sobreviviam caso a temperatura fosse mantida entre 36°C e 37°C, comprovando a importância da função principal da incubadora que é sustentar um ambiente termicamente adequado ao recém-nascido, isto é, que não promova a perda de calor do mesmo.

HISTÓRICO

Antes do ano 300: no Egito e na China se utilizavam grandes salas aquecidas e isoladas como chocadeira de ovos.

Até 1835: a redução de perda de calor dos recém-nascidos era feita através da utilização de roupas, pelo contato com o corpo de um adulto ou por aproximação do fogo.

Em 1835: Johann Georg Von Ruehl, na Rússia, construiu um berço aberto com paredes duplas de ferro, mantido aquecido através do enchimento do espaço entre as paredes com água quente (Figura 1).

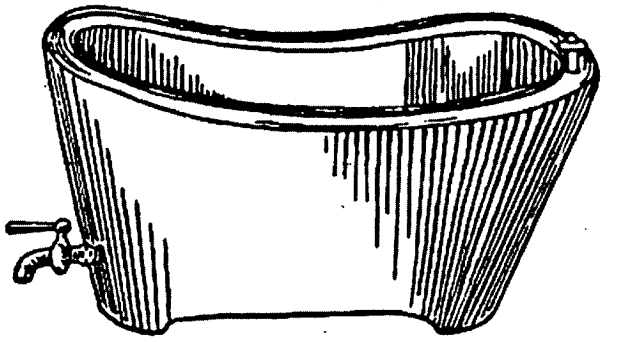


Figura 1. Banheira aquecida de Von Ruehl.

Em 1880: em Paris Stephane Tarnier e Odile Martin constroem a primeira incubadora fechada para recém-nascidos:

- O recém nascido ficava na câmara superior e o ar entrava através de uma abertura na câmara inferior e passava sobre bolsas de água quente.
- O ar aquecido subia para a câmara do recém nascido e saia através de uma abertura no topo.

A Figura 2 mostra uma incubadora de Tarnier aperfeiçoada onde se aquecia uma grande quantidade de água na câmara inferior através de um termo-sifão a álcool ou gás, externo à incubadora e ligado a ela por tubulação, permitindo que a água fluísse por convecção entre o aquecedor e o reservatório

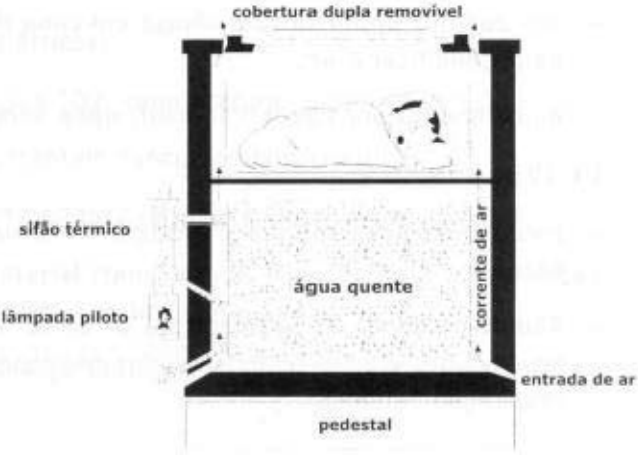


Figura 2.
Incubadora de Tarnier.

O ar frio entrava por uma abertura inferior e se aquecia na superfície quente da água e por convecção natural subia para a câmara superior, aquecendo-a.

O problema com este tipo de incubadora é que expunha o recém nascido a riscos de queimaduras e hipotermia.

Em 1890: Alexander Lion patenteou, em Marselha uma incubadora a gás para cinco mil ovos, que podia ser utilizada para preservar o calor maternal em recém nascidos prematuros:

- Incluía múltiplos termômetros para assegurar temperatura homogênea;
- Quando atingia a temperatura apropriada, uma campainha soava e ajustava automaticamente a admissão de gás;
- Uma esponja suspensa na incubadora provia a umidade apropriada;
- Podia funcionar também com álcool ou derivados de petróleo.

De 1957 a 1965:

- Utilização de paredes de plástico transparente na câmara da incubadora;
- Ventoinha usada para forçar a convecção do ar na câmara do recém nascido, após ter passado pelo elemento aquecedor;
- Um defletor produzia turbulência em cima de uma panela com água para umidificar o ar;
- Aquecimento por convecção controlada pela temperatura do ar.

De 1960 a 1970:

- Incubadora aquecida por convecção controlada pela temperatura da pele.
- Rápida mudança da temperatura do ar na câmara do recém nascido causava em alguns recém nascidos pequenos e doentes a parada de respiração (apnéia).

Em 1964:

- Incubadora fechada;
- Ventilada por convecção;
- Aquecida por radiação controlada pela temperatura da pele;
- Não teve sucesso comercial por ser de difícil construção;
- Substituída pela incubadora fechada aquecida por convecção controlada pela temperatura da pele.

Até 1970: os projetos de incubadoras se baseavam em aquecedores por convecção para aquecer a câmara do recém nascido.

Em 1971: sistema chamado Alcyon não comercial:

- Controlado por microprocessador;
- Implementava um algoritmo que considerava não somente a temperatura do recém nascido, mas também a relação entre as temperaturas do recém nascido e do ambiente para determinar o estado do aquecedor.

Nos dias de hoje: a UTI neonatal dispõe de incubadoras microprocessadas:

- Alimentadas à bateria;
- Com aquecedores elétricos;
- Com sensores diversos (02, temperatura, umidade, etc.);
- Com alarmes que garantem funcionamento seguro;
- Com controle de temperatura da pele e do ar e de umidade;
- Construídas com material transparente para permitir visualização e acesso seguro do recém nascido;
- Mas que ainda guardam muita semelhança com a incubadora de Tarnier.

O RECÉM-NASCIDO E A PERDA DE CALOR

Um recém nascido necessita mais energia por quilograma de massa corpórea para permanecer sob temperatura adequada quando comparado a um adulto.

Sob o ponto de vista geométrico:

- A relação entre a superfície corporal e a massa corporal em um recém nascido é quatro vezes maior que em sua mãe.

Sob o ponto de vista fisiológico:

- Entre outras coisas, o recém nascido possui menos tecido adiposo.

O recém nascido prematuro tem um gasto de energia muito maior que o recém nascido normal para manter sua temperatura devido:

- A pequena quantidade de energia em estoque;
- Ao alto grau de sua utilização, em decorrência das condições forçadas de adaptação sob as quais o paciente recém nascido se encontra (stress, exaustão, fadiga).

O recém nascido prematuro e outros que mesmo tendo nascido a tempo, apresentem por qualquer motivo um aumento de metabolismo, devem ter minimizado seu dispêndio de energia para produção de calor, ou poderá ocorrer:

- Agravamento da condição que levou ao aumento no metabolismo;
- Desenvolvimento de um desequilíbrio ácido-base sangüíneo;
- Depleção (diminuição) das reservas energéticas e metabólicas;
- Perda da atividade normal do sistema nervoso central;
- Coma;
- Morte.

Portanto, as incubadoras se destinam principalmente aos recém nascidos doentes e, ou prematuros.

Balanço do calor fisiológico

A temperatura do corpo é determinada pelo balanço entre o calor produzido internamente e o calor perdido pelos tecidos do corpo.

A faixa normal de temperatura de um recém nascido é de 35,50°C a 37,50°C.

Produção de calor

O calor produzido pelo corpo é resultante dos processos bioquímicos que sustentam a vida.

O calor básico para sustentar a vida produzida por um recém nascido está na faixa de 1,5 a 2,0 W/kg (de massa corporal).

Durante as primeiras semanas de vida a taxa de produção de calor está relacionada com o peso e a idade do recém nascido. A maioria dos recém nascidos saudáveis tem a capacidade de gerar calor adicional, na faixa de 4,5 a 5,0 W/kg. O calor adicional tem a finalidade de proteção e reserva para situações emergenciais (para combater uma infecção, por exemplo).

A homeotermia é a capacidade especial de aumentar a quantidade de calor produzido para repor as perdas de calor pelo corpo.

A pecilotermia é o contrário: a criatura não produz mais calor quando é resfriada (peixes, répteis); na realidade, criaturas pecilotérmicas diminuem sua taxa metabólica quando expostas ao frio.

Sob algumas circunstâncias, é possível que um animal homeotérmico se comporte como pecilotérmico.

Esta situação pode ser provocada, por exemplo, pela ação de drogas administradas à mãe durante o trabalho de parto, que são transportadas ao recém nascido pela placenta e que impedem o sistema nervoso do recém nascido de responder ao frio.

Mas também existem situações em que a homeotermia pode ser revertida espontaneamente em pecilotermia: no caso de recém nascidos prematuros ou muito doentes, especialmente aqueles com dano neurológico ou com problemas respiratórios que provocam um nível de oxigênio insatisfatório no sangue e nos tecidos.

Portanto, a produção de calor de um recém nascido é imprevisível. É aconselhável que os recém nascidos sejam sempre tratados como homeotérmicos e protegidos de ambientes que possam estimular

indevidamente sua tendência homeotérmica, pois a homeotermia (Figura 3), aumenta a produção de calor pelo aumento do trabalho metabólico que por sua vez pode causar um excesso de utilização das reservas de gordura, açúcar e proteínas, necessários para a sustentação de outras funções vitais para estabelecer crescimento e desenvolvimento. Além disso, há a produção de ácido que pode causar desequilíbrio severo no balanço ácido-base.

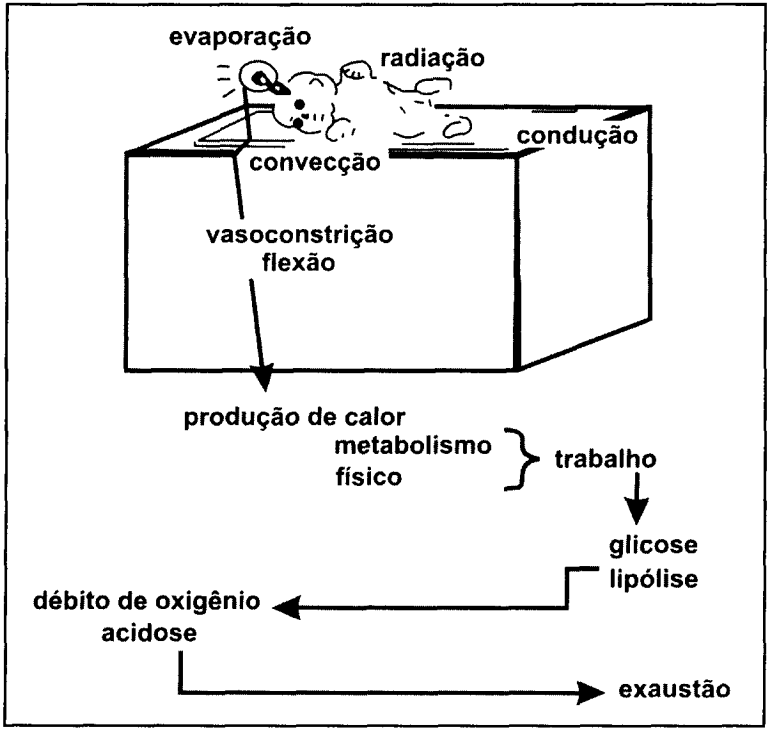


Figura 3. Esquema de homeotermia em um recém-nascido.

Para minimizar a perda de calor através da pele, o recém nascido:

- Contrai os vasos sangüíneos (vasoconstrição);
- Muda a posição do corpo (para reduzir a área de troca de calor);
- Aumenta sua taxa metabólica (para produzir mais calor).

O aumento do metabolismo acarreta acidose e redução das reservas de energia.

Perda de calor

A temperatura do corpo também é influenciada pela taxa com que o calor é perdido pelo corpo. Como o calor somente pode ser perdido de um objeto mais quente para um objeto mais frio, a incubadora deve oferecer ao recém nascido um ambiente termicamente neutro, para evitar sua perda de calor.

Existem 4 maneiras de um recém nascido perder calor: (por evaporação, condução, convecção e radiação).

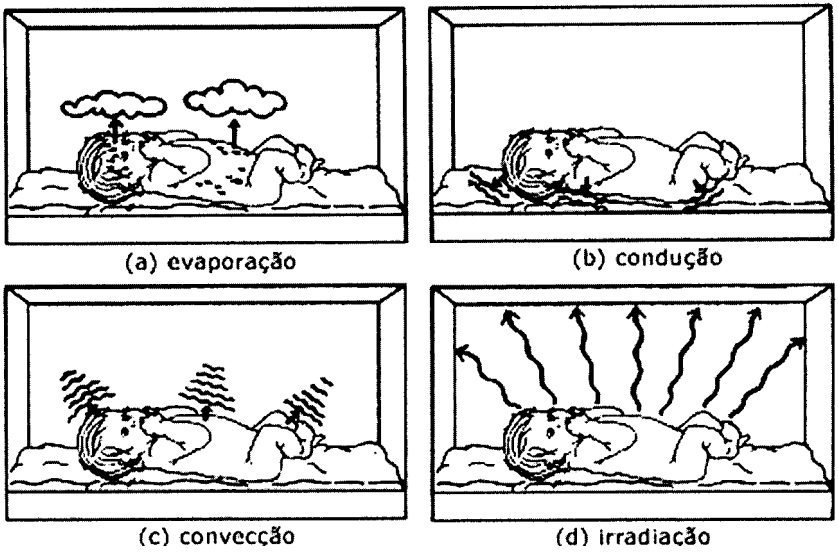


Figura 4. Representação das 4 maneiras de perda de calor num recém-nascido: evaporação (a), condução (b), convecção (c), e radiação (d) (modificado de Korones, 1986).

Perda de calor por evaporação

A perda de calor por evaporação não está especificamente relacionada com a diferença de temperatura na interface entre o corpo do bebê e o meio ambiente: está relacionada à diferença entre os níveis de pressão parcial exercida pela água em cada uma das estruturas da interface, pele, com o ambiente. É independente dos outros mecanismos de perda de calor:

- Ocorre quando o recém nascido transpira água na superfície da pele em um ambiente circundante seco e quente.
- O recém nascido também perde calor de seus pulmões à medida que inspira ar úmido e frio.

Imediatamente após o parto, enquanto o recém nascido encontra-se envolto com o liquido aminiótico, acredita-se que a perda de calor do recém nascido ocorra principalmente por evaporação: a pressão parcial de água no líquido aminiótico sobre a pele do recém nascido é maior que a pressão parcial da água no ar ambiente.

A perda de calor por evaporação é cerca de 25% da perda de calor total do recém nascido seco.

Perda de calor por condução

Ocorre quando o recém nascido está em contato físico com uma superfície sólida mais fria que ele. Depende da diferença de temperatura entre os dois corpos.

Perda de calor por convecção

A convecção ocorre quando o recém nascido é exposto a correntes de ar mais frias que ele. A perda por convecção depende da diferença de temperatura e do fator "vento gelado", que é introduzido pela velocidade com que o ar está fluindo ao redor do recém nascido. É independente da condução, que ocorre quando não há movimento de ar.

Perda de calor por radiação

Todo corpo dotado de temperatura diferente do zero absoluto perde calor por emissão de radiação eletromagnética de espectro predominantemente infravermelho.

O recém nascido perde calor na região do espectro infravermelho para objetos sólidos mais frios na sua circunvizinhança, mas não em contato com sua pele.

Todas as perdas de calor menos a perda por evaporação, são proporcionais à diferença de temperatura entre o recém nascido mais quente que perde calor e o ambiente mais frio que recebe o calor:

O recém nascido tem um coeficiente de transferência térmica maior que um adulto e portanto, perde calor corporal mais rapidamente que um adulto quando exposto a um ambiente mais frio.

A perda de calor do recém nascido é complexa:

- A superfície exposta do recém nascido varia à medida que o recém nascido muda sua posição e se usa roupas ou bandagens;
- A relação entre a pele do recém nascido e as superfícies radiantes da sala ou da incubadora não é simples devido às diferentes emissividades dos objetos trocando energia;
- Assume-se que um recém nascido tenha emissividade igual a 1.

Temperatura ambiente

As perdas de calor por condução, convecção, radiação e evaporação são mecanismos relativamente independentes. Não existe um parâmetro simples que possa ser utilizado para calcular a contribuição combinada da perda de calor:

- A temperatura do ar pode ser utilizada apenas para estimar o componente de perda de calor por convecção;
- A temperatura das paredes internas é útil para determinar as perdas aproximadas por radiação.

Regra geral

Numa incubadora fechada, aquecida por convecção e bem umidificada, com paredes simples de Plexiglass, a temperatura ambiente percebida pelo recém nascido é aproximadamente 1ºC menor que a temperatura do ar medida no meio da câmara, para cada 7ºC de diferença entre a temperatura do ar da incubadora e a temperatura do ar da sala onde está a incubadora.

Transferência de calor dentro do corpo

A taxa com que o calor produzido internamente é transferido do interior do corpo, a uma temperatura, através dos tecidos para a superfície externa da pele, depende de:

- espessura absoluta da pele;
- característica da pele;
- gordura subcutânea;
- outros tecidos subcutâneos;
- fluxo de sangue do corpo para a superfície.

Ambiente termicamente neutro

Definição aproximada de ambiente termicamente neutro: ambiente onde existe um conjunto de condições térmicas que estabelece para o recém nascido, um estado metabólico mínimo e mantém a temperatura de seu corpo dentro da faixa normal.

CARACTERÍSTICAS DAS INCUBADORAS

Tipos de incubadoras

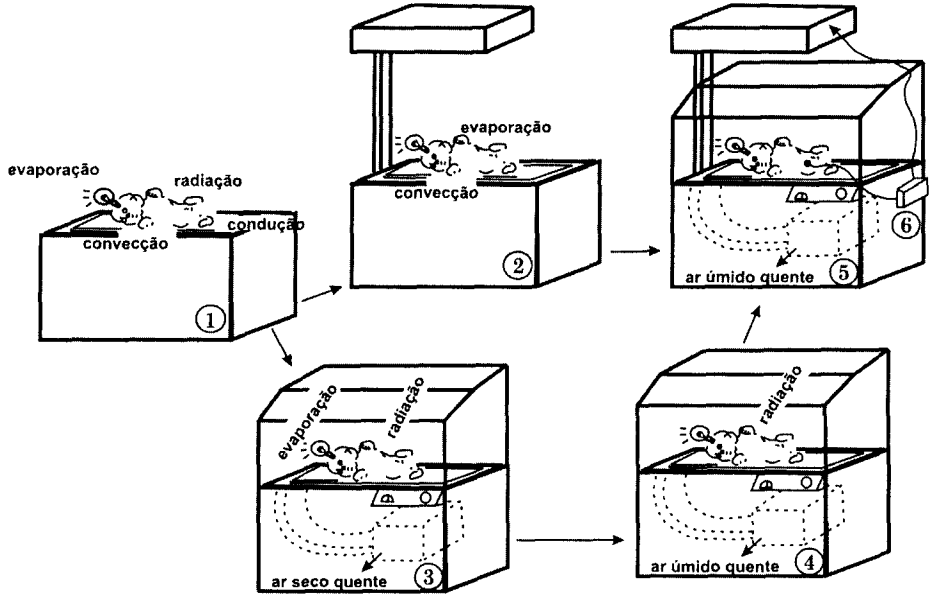


Figura 5. Tipos de incubadoras abertas e fechadas:

- (1) recém nascido desprotegido, perde calor por condução, convecção, evaporação e radiação.
- (2) Um aquecedor radiante elimina as perdas por radiação e condução, mas não a causada por convecção e evaporação.
- (3) Uma incubadora aquecida por convecção e não umidificada, elimina as perdas por convecção e condução, mas não as causadas por radiação e evaporação.
- (4) A umidificação de uma incubadora aquecida por convecção elimina a maioria das perdas, exceto as perdas por radiação.
- (5) Utilizando um aquecedor radiante para aquecer uma incubadora ventilada por convecção e umidificada eliminaria todas as fontes de perda de calor da pele do recém nascido.
- (6) A temperatura normal do recém nascido pode ser assegurada pela adição de um controlador, de modo a acionar um aquecedor radiante sempre que a temperatura da pele do recém nascido caia abaixo de um certo valor.

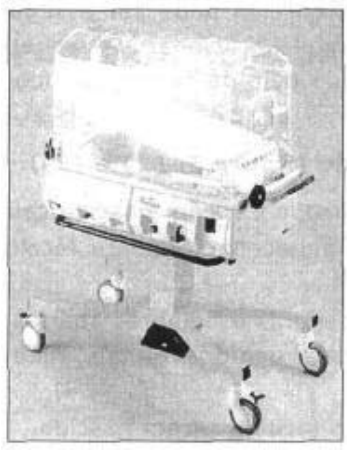
Incubadoras Abertas ou Berço Aquecido (figura 5, (1) e (2)):

- Possuem paredes baixas para impedir que o recém nascido caia;
- Podem ser aquecidas utilizando um aquecedor radiante focalizado na área do colchão;
- Normalmente são denominadas incubadoras irradiantes abertas, camas aquecidas irradiantes, berços aquecidos ou aquecedores irradiantes;
- Permitem visualização direta e acesso fácil ao recém nascido.
- Devido aos riscos e limitações associados ao seu uso, não devem ser consideradas como substitutas das incubadoras fechadas para todas as situações envolvendo recém nascidos (Veja também texto sobre Berços Aquecidos).

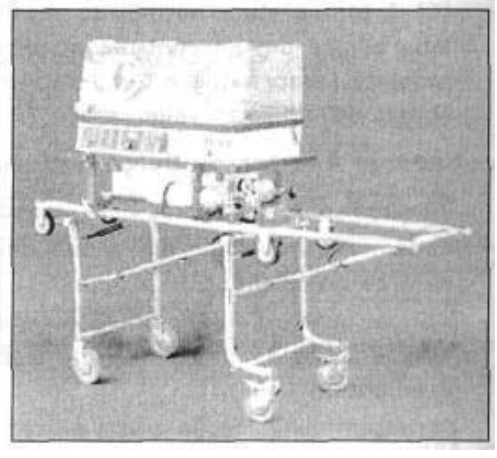
Incubadoras Fechadas (figura 5 (3), (4) e (5)):

- Quando são aquecidas usando uma ventoinha para forçar o ar sobre o elemento aquecedor antes de entrar na câmara do recém nascido, são chamadas de incubadoras de convecção forçada.
- Existem modelos que utilizam colchão com água quente para aquecer o recém nascido.

- As incubadoras fechadas podem ainda ser móveis, para serem utilizadas dentro do ambiente hospitalar, ou de transporte, para permitir o transporte em veículos de emergência, por terra e por ar.
- As incubadoras de transporte, além de fonte de alimentação confiável, também devem obedecer às exigências necessárias para transporte por terra e ar, possuir isolação térmica e de barulho e vibração, e também gerar interferência eletromagnética limitada para permitir transporte em aeronaves.
- As incubadoras de transporte são tipicamente menores e mais leves que as incubadoras estacionárias/móveis, para facilitar sua colocação e retirada de veículos de emergência.



Incubadora Móvel



Incubadora de transporte

Sobre-temperatura

Na figura 6 é mostrada a variação da temperatura do ar e da pele do recém nascido. Na primeira parte do traçado (aproximadamente 2,5 horas de duração) o controle de temperatura é feito através da temperatura do ar. Na segunda parte do traçado o controle de temperatura foi feito através da temperatura da pele do recém nascido. A terceira parte do traçado exemplifica o que ocorre com o controle da temperatura quando se abre a incubadora:

Quando se abre a incubadora para se tratar do recém nascido, ou para trocar a posição do sensor de temperatura, a temperatura cai, e através do circuito de realimentação, o aquecedor é ligado (o circuito de realimentação realiza uma comparação entre o valor programado e o valor medido de temperatura, ligando ou desligando o aquecedor para promover a correção do valor).

Após o fechamento da incubadora, o aquecedor ainda está ligado por um tempo para restaurar a temperatura inicial. Este atraso provoca um aumento da temperatura além do ponto inicial, causando uma sobre-temperatura.

O aquecedor é lento para aquecer e lento para esfriar, de modo que há uma oscilação da temperatura em torno do ponto desejado.

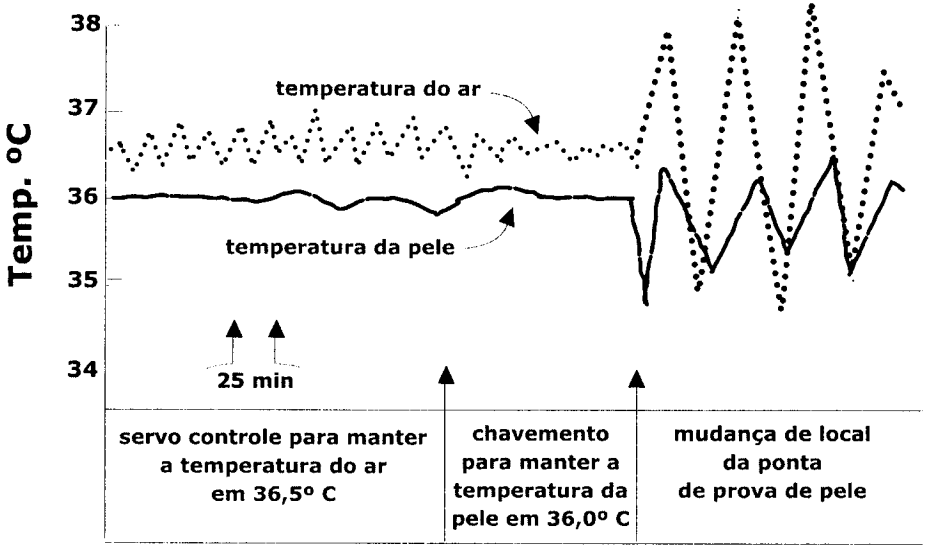


Figura 6. Variações dinâmicas da temperatura do ar e da pele do recém nascido.

Sistema controlador de temperatura proporcional

O sistema mais utilizado para o controle da temperatura da incubadora é o controlador de temperatura proporcional, cujo diagrama de blocos é mostrado na Figura 7.

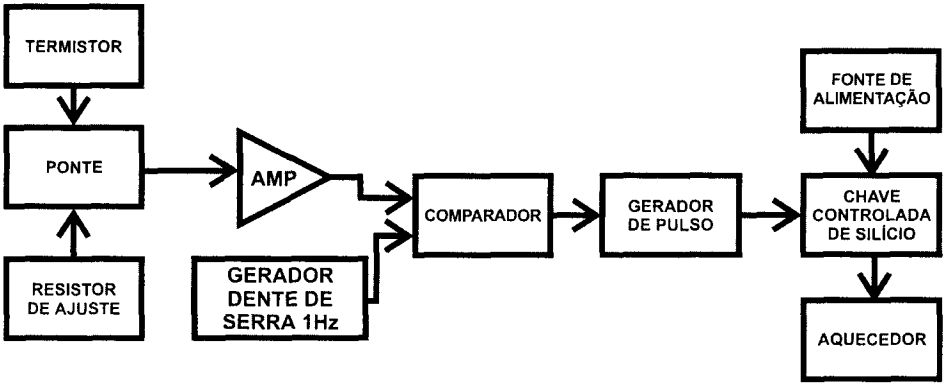


Figura 7. Controlador de temperatura proporcional: utiliza um termistor num braço de uma ponte resistiva, com o resistor de ajuste do valor desejado em outro braço da ponte. A saída da ponte é amplificada e a tensão resultante é proporcional à diferença de temperatura entre o termistor e o resistor de ajuste.

A temperatura na linha de ar altera a resistência de um termistor que é comparada com um resistor fixo (temperatura desejada).

Se a temperatura do ar entrando na câmara do recém nascido for menor do que a temperatura desejada, a potência é aplicada ao aquecedor para corrigir esta diferença.

No sistema proporcional, a quantidade de potência aplicada ao aquecedor é proporcional à diferença entre a temperatura real do ar e a temperatura desejada. Isto significa que a quantidade de potência decresce à medida que a temperatura se aproxima do valor desejado, uma característica importante para se ter um controle mais preciso e minimizar a sobre-temperatura.

Algumas incubadoras, utilizam a temperatura da pele do recém nascido como parâmetro de controle. O termistor é colocado na pele do recém nascido, e o controlador é ajustado para manter a temperatura.

Diagrama em blocos de uma incubadora típica

Na figura 8 é mostrado um diagrama em blocos com os principais componentes de uma incubadora típica.

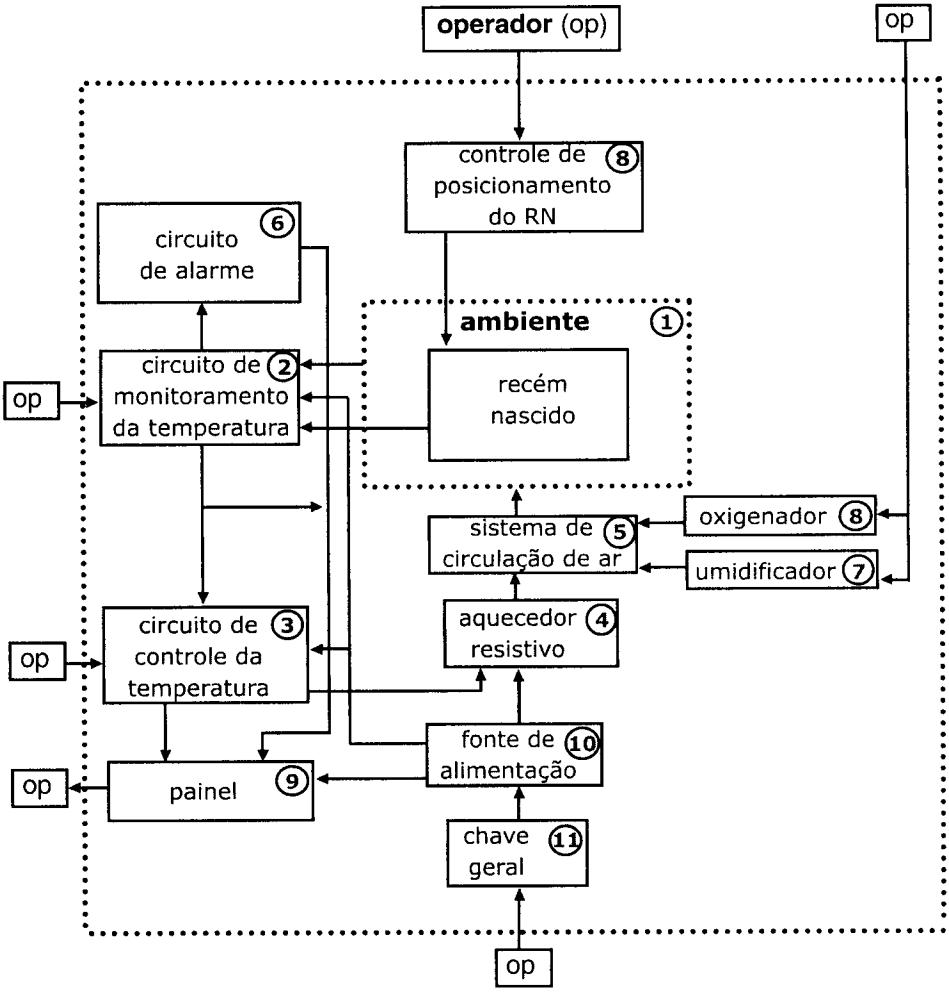


Figura 8. Diagrama em blocos de uma incubadora típica.

Cúpula (ambiente do recém-nascido): sua função é isolar o recém nascido do meio externo e fechar o circuito para a circulação do ar. É feita de acrílico transparente para visualização do recém nascido, e dispõe de entradas laterais, frontais e portinholas que permitem a introdução de eletrodos, tubo para ventilação pulmonar, cateteres, além de acesso ao operador.

Circuito de monitoramento da temperatura (CMT): o monitoramento pode ser feito a partir do ar no interior da cúpula, da pele do recém nascido ou de ambos.

Para o caso do ar, o sensor é colocado onde o ar quente tem acesso á cúpula.

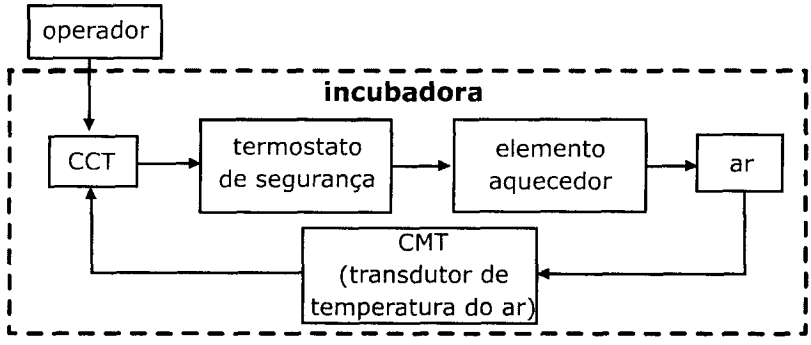
Se a temperatura do recém nascido deve ser monitorada, os sensores são afixados sobre a pele exposta do peito ou do abdômen do recém nascido. Geralmente os sensores de temperatura são termistores

Circuitos de controle da temperatura (CCT): podem ser obtidos com temperatura do ar controlada e com temperatura do recém nascido controlada.

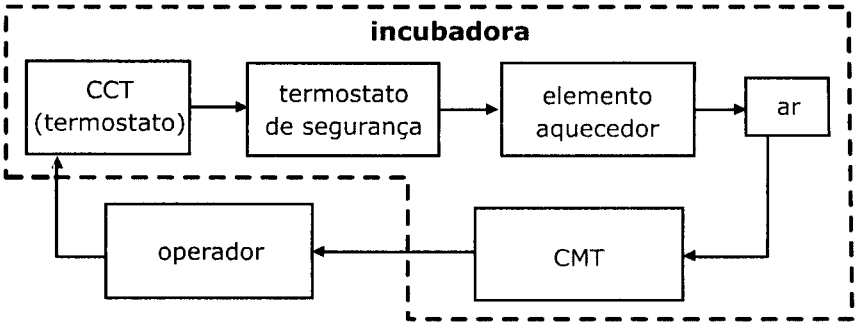
Nas incubadoras com temperatura do ar controlada (ATC):

- O operador determina uma temperatura fixa para o ar no interior da cúpula.
- O CCT utiliza o aquecedor e os transdutores de monitoramento (CMT) para manter a temperatura do ar constante.
- O CMT realimenta o CCT.

O diagrama em blocos mostrado a seguir, exemplifica o ATC:



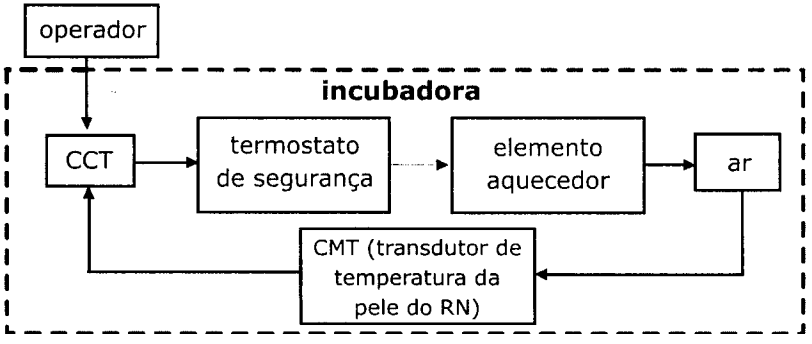
Existem incubadoras nas quais o "feedback" (realimentação) entre o CCT e o CMT é estabelecido pelo operador, ou seja, observando no painel o valor da temperatura do ar medido pelo CMT e medindo com um termômetro a temperatura do recém nascido e o operador ajusta o ponto de operação de um termostato, como indicado no diagrama em blocos a seguir:



Nas incubadoras com temperatura do recém nascido controlada (ITC):

- O operador determina uma temperatura fixa para a pele do recém nascido.
- O CCT faz uso do aquecedor resistivo e dos transdutores que Monitoram a temperatura da pele do recém nascido para mantê-la constante.
- O aquecedor responde às mudanças monitoradas pelo sensor para manter a temperatura da pele constante.

Este modo de controle também é chamado servo ou automático e é indicado no diagrama em blocos a seguir:



Além dos dispositivos de controle, todas as incubadoras possuem termostatos de segurança que desligam automaticamente os elementos aquecedores quando a temperatura do ar atinge 38ºC.

Elemento aquecedor: o elemento aquecedor é um aquecedor resistivo convencional, com potência em torno de 255W.

Sistema de circulação de ar: o sistema de circulação de ar (mostrado na figura 9) inclui todo o circuito por onde circula o ar podendo ser subdividido em:

A atmosfera onde será posicionado o recém nascido é a região útil da incubadora propriamente dita. Sua forma é fundamental para se atingir rapidamente a temperatura determinada pelo operador. É importante que o ar quente tenha acesso a este compartimento pela região mais próxima aos pés do recém nascido.

O circulador de ar consiste em um ventilador colocado na entrada de ar do sistema.

O compartimento para colocação de gelo é opcional e não possui nenhuma exigência em particular.

O compartimento para colocação do aquecedor: deve ser cuidadosamente projetado para que a resistência não entre em contato com a carcaça da incubadora.

O ponto de entrada do umidificador preferencialmente deve ser localizado antes da resistência, para que ao passar por esta o ar tenha sua carga microbiótica reduzida.

O ponto de entrada de ar deve dispor de um filtro.

Ponto de entrada de oxigênio preferencialmente deve ser localizado antes da resistência, para que ao passar por esta o ar tenha sua carga microbiológica reduzida.

Circuito de alarme: é conectado ao CMT.

Deve indicar por meio visual e sonoro quando:

- A temperatura do ar atinge 38ºC;
- Há interrupção da energia elétrica;
- O fluxo de ar for interrompido;
- A concentração de oxigênio está muito alta;
- Ocorre apnéia, etc.

Umidificador: dois tipos podem ser utilizados:

No primeiro tipo existe uma câmara com água esterilizada sobre a qual passa o ar aquecido, que é umidificado pelo vapor de água liberado.

- Para controlar o grau de umidificação, deve -se controlar o fluxo de ar que passa sobre o reservatório.
- As desvantagens são a baixa qualidade no controle da taxa de umidificação e a necessidade de uma assepsia muito rigorosa.

O segundo sistema utiliza nebulizadores e o controle da umidificação é feito controlando-se o fluxo de ar pelo nebulizador. As vantagens deste sistema são:

- A possibilidade de um maior controle no nível de umidificação e a flexibilização no processo de assepsia da incubadora.

Oxigenação: é controlada por fluxômetros mecânicos. Níveis altos de oxigênio devem ser controlados precisamente e indicados com grande visibilidade, pois a hiperoxia pode causar a cegueira de recém nascidos decorrente da fibroplasia retrolental (formação de tecido fibroso atrás das lentes, com descolamento da retina). Níveis inadequadamente baixos levam à hipóxia ou falta de oxigênio.

É importante que a entrada de oxigênio seja feita antes do aquecedor, pois assim o oxigênio tem influência menor no controle de temperatura.

Controle de posicionamento do recém nascido: deve permitir ao operador colocar o recém nascido nas posições adequadas (“trendelemburg”, horizontal e próclive).

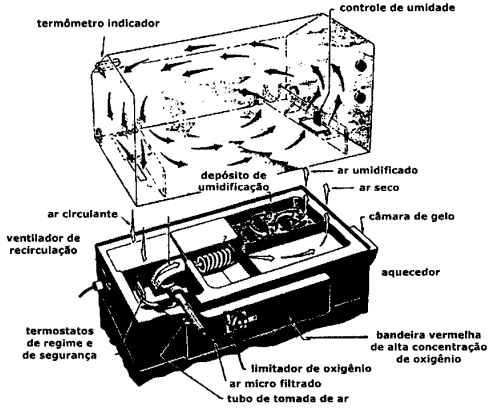


Figura 9. Componentes do sistema de circulação de ar da incubadora

Fonte de alimentação: conectada à rede de energia elétrica comercial e, ou alimentada à bateria.

Os modelos para transporte dentro do próprio hospital ou para transferência entre instituições podem ser alimentados pelas diversas fontes de energia encontradas em hospitais e veículos: rede/130Vca, 12VDC, 24VDC.

Estes modelos também possuem uma bateria de "back up" (por exemplo, 12VDC recarregável de níquel cádmio Ni-Cd) que fornecem energia para a incubadora por períodos curtos de tempo, durante queda da energia da rede elétrica, falha da alimentação ou durante transporte de um local para outro dentro do ambiente hospitalar.

Chave geral: para ligar e desligar a incubadora.

Sensores

Geralmente os sensores de temperatura são termistores, devido à suas dimensões pequenas, precisão e baixo custo.

Para o caso da incubadora ATC, o sensor é colocado onde o ar quente tem acesso á cúpula.

Na incubadora ITC, o sensor é colocado na pele do recém nascido. Neste caso:

- O termistor mede a temperatura somente do local específico onde foi colocado.
- Como o sensor não deve ser aquecido pela fonte de calor radiante, ele é recoberto de uma espuma especial com uma face brilhante, metalizada, para refletir a radiação térmica.
- Estes termistores são fixados com fita adesiva, o que causa compressão dos vasos superficiais da pele que estão abaixo do termistor.
- Os termistores modificam tanto a temperatura absoluta como a variabilidade dinâmica espontânea na temperatura medida da pele, que normalmente é afetada pela variação da quantidade de sangue quente fluindo através da pele em intervalos de tempo diferentes.

Os termistores são feitos de vários formatos e tamanhos e são protegidos com materiais diferentes, o que afeta a transdução de modo específico e diferente.

Os termistores medem a temperatura tridimensionalmente (são afetados pela temperatura da superfície onde estão afixados e pela temperatura do ambiente no lado não afixado).

Também podem ser afetados pelos fios de conexão.

Os sensores para detectar apnéia (falta de ventilação) podem medir a impedância transtorácica do recém nascido, movimento, ou falta de movimento, de um detector de deslocamento ou movimento do peito do recém nascido.

ASPECTOS DE SEGURANÇA

A segurança das incubadoras é regida pelas normas:

NBR IEC 601 - 2 - 19: Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras para recém-nascidos.

NBR IEC 601 - 2 - 20: Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para segurança de incubadoras de transporte para recém-nascidos.

Estas normas foram publicadas em 1997 e complementam a NBR IEC 601 - 1 que possuem prioridade sobre esta norma geral: Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições para a segurança de equipamentos eletromédicos, editada em 1994.

O objetivo das normas é estabelecer os requisitos para INCUBADORAS que minimizem os riscos ao PACIENTE e ao USUÁRIO, e especificar os ensaios que possam verificar a conformidade com estes requisitos.

Serão listados alguns destes requisitos que utilizam as definições seguintes:

Temperatura da incubadora: temperatura do ar em um ponto 10 cm acima do centro geométrico da superfície do colchão, no compartimento do recém nascido. Ver Figura 10.

Temperatura média da incubadora: média das máximas e mínimas temperaturas da incubadora, obtida durante a condição de temperatura constante. Ver Figura 11.

Condição de temperatura constante: condição alcançada quando a temperatura da incubadora não variar em mais de 1ºC em um intervalo de 1h. Ver Figura 11.

Temperatura de controle: temperatura selecionada no controle de temperatura.

Temperatura média: a média das temperaturas máxima e mínima em qualquer ponto do compartimento do recém nascido, obtida durante a condição de temperatura constante. Para o caso do ar, o sensor é colocado onde o ar quente tem acesso à cúpula.

Requisitos exigidos para uma incubadora estar em conformidade com as normas vigentes:

Ao se ministrar oxigênio, deve ser utilizado um analisador de oxigênio.

Uma advertência de que a luz solar direta ou outras fontes de calor radiante podem causar um aumento na temperatura da incubadora em níveis perigosos.

Uma especificação do tempo de aquecimento da incubadora.

O recém nascido deve estar seguramente relido dentro do compartimento do recém nascido por obstáculos como paredes ou painéis laterais.

As incubadoras devem permanecer estáveis quando inclinadas 5ºC na utilização normal e quando inclinadas 10ºC durante o transporte.

As incubadoras devem resistir às fadigas causadas durante o transporte sobre saliências e para os elevadores ou a partir deles.

A temperatura das superfícies passíveis de entrar em contato com o recém nascido não deve exceder 40ºC. A temperatura de outras superfícies acessíveis ao recém nascido não deve exceder 40ºC para superfícies metálicas e 43ºC para superfícies de outros materiais.

As incubadoras devem ser construídas de forma que um derramamento não molhe partes que, se molhadas, poderiam causar risco de segurança.

As incubadoras devem ser construídas de forma que os líquidos depositados em sua superfície interna do compartimento do recém nascido, in-

cluindo o suporte do recém nascido, não possam reduzir a segurança da incubadora (um vazamento de 200 ml é considerado como uma condição normal).

Quando uma ITC operar como uma ATC, deve haver uma indicação clara do modo de operação.

Durante a condição de temperatura constante, a temperatura da incubadora não deve ficar diferente da temperatura média da incubadora em mais de 0,5ºC.

Com a incubadora operando como ATC e com a temperatura de controle ajustada para qualquer temperatura dentro de sua faixa, a temperatura média em cada um dos pontos A, B, C, D e E, não deve diferir da temperatura média da incubadora em mais de 0,5°C na utilização normal. Em qualquer posição do colchão inclinado, ela não deve diferir mais de 1ºC. Ver Figura 11.

Com a incubadora operando no modo ITC com o colchão na horizontal, a temperatura, conforme medida pelo sensor de temperatura da pele, não deve diferir da temperatura de controle em mais de 0,70ºC na condição de temperatura constante.

Com a incubadora operando no modo ATC, a temperatura média não deve ser diferente da temperatura de controle em mais de + 1,5ºC.

Após o ajuste da temperatura de controle, o excesso da temperatura da incubadora (sobre-temperatura) não deve ser maior que 2ºC e a condição de temperatura constante deve ser restaurada em 15 minutos.

Para uma ATC, a faixa da temperatura de controle deve ser de 30ºC até 37°C. A temperatura de controle máxima pode atingir até 39ºC, por uma interferência do operador e indicada por uma lâmpada amarela de advertência.

Para uma ITC, a faixa da temperatura de controle deve ser de 30ºC até 37ºC A temperatura de controle máxima pode atingir até 38ºC, por uma interferência do operador e indicada por uma lâmpada amarela de advertência.

Um alarme sonoro e visual deve soar e o fornecimento de energia elétrica deve ser interrompido quando ocorrer:

- Falha na rotação da ventoinha;
- Obstrução do escape de ar do compartimento da incubadora;
- Possível obstrução da entrada de ar.

A incubadora controlada pelo recém nascido deve possuir um alarme sonoro e visual que deve soar e o fornecimento de energia elétrica deve ser interrompido no caso do conector do sensor da temperatura da pele:

- Se tornar eletricamente desconectado;
- Possuir fios em circuito aberto;
- Possuir fios em curto circuito.

Na utilização normal, o nível sonoro dentro do compartimento do recém nascido não deve exceder um nível de pressão sonora, ponderado em A (vide figura 10), de 60dB.

Quando qualquer alarme da incubadora estiver soando, o nível sonoro no compartimento do recém nascido não deve exceder um nível de pressão sonora, ponderado em A, de 80dB.

Os alarmes sonoros devem possuir um nível sonoro de pelo menos 65dB ponderados em A, a uma distância de 3 m perpendicularmente à parte frontal da unidade de controle.

Na utilização normal, a velocidade do ar sobre o colchão não deve exceder 0,35 m/s.

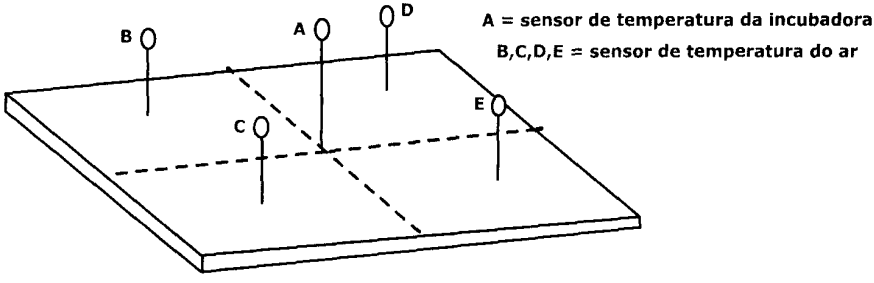


Figura 10. Pontos de medição em um plano paralelo ao colchão e a uma distância de 10 cm dele.

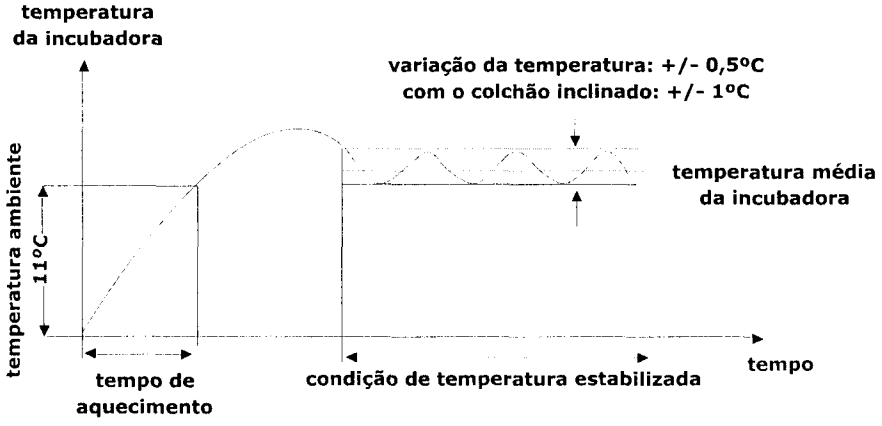


Figura 11. Condições de Temperatura.

PROBLEMAS RELACIONADOS AO USO INDEVIDO DE INCUBADORAS

Mortes de neonatos em incubadoras são relacionadas ao mau funcionamento de termostatos, produzindo super aquecimento ou hipertermia e a defeitos de projeto que provocam choques elétricos e incêndios. Hipertermia e superaquecimento também podem resultar em lesões cerebrais e queimaduras graves.

Hipertermia e superaquecimento também estão relacionados à utilização de cobertores de material plástico dentro da cúpula, aos quais os sensores de temperatura podem se afixar facilmente e à colocação de cobertores e outros objetos sobre a cúpula da incubadora, que podem bloquear passagem de ar e superaquecer sensores. Alguns fabricantes já estudaram a possibilidade de fabricar a cúpula com teto redondo de modo a impedir o depósito de materiais indevidos sobre a mesma.

Controle inadequado de fornecimento de oxigênio ao recém nascido pode provocar hiperoxia ou hipoxia, levando por exemplo à cegueira.

Há casos de relato de queda de recém nascido (de baixo peso) de dentro da incubadora pelo não fechamento adequado das portinholas.

Incubadoras podem produzir barulho em excesso dentro da cúpula causando perda auditiva e até surdez nos neonatos. Batimento da portinhola, utilização de nebulizador, disparo de alarmes e batidas na cúpula são exemplos de excesso de barulho a que o recém nascido está submetido.

Incubadoras antigas ainda possuem termômetros de mercúrio, que ao quebrarem podem expor o recém nascido aos vapores de mercúrio.

Incubadoras antigas que não possuem alarme para sobre-temperatura, entre outros itens de segurança e devem ser substituídos por modelos mais seguros.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Sérios danos físicos e mortes de recém nascidos ocorrem causadas por incubadoras. Relatos incluem falhas de termostatos que causam superaquecimento da incubadora e hipertermia do recém nascido, mal-funcionamento ou erros de projeto que provocam incêndios e apresentam riscos de choque elétrico, além de desempenho aquém do esperado de unidades de transporte ou falhas de energia devidas à manutenção imprópria de bate-rias ou falhas de indicadores de bateria fraca.

Como as incubadoras são volumosas e móveis, rotineiramente estão sujeitas a manuseio grosseiro (especialmente as de transporte) que podem causar degradação no seu desempenho e na condição física. Inspeções periódicas podem revelar deficiências perigosas e que poderiam causar lesões nos pacientes (recém nascido).

A Manutenção Preventiva inclui:

- Limpeza do exterior e interior (de acordo com os procedimentos indicados pelo fabricante).
- Lubrificação do sistema de ventilação sempre que necessário.
- Calibração periódica e após manutenção corretiva.
- Substituição de filtros com a freqüência indicada pelo fabricante ou pelas normas adotadas na instituição de saúde.
- Substituição de bateria se necessário.

Podem ser realizados testes qualitativos e testes quantitativos, de acordo com procedimentos indicados pelo fabricante ou de acordo com procedimentos adotados pela equipe de manutenção da instituição de saúde.

Os testes qualitativos incluem verificação da integridade do chassi, do cabo de alimentação, das tomadas ("receptacles" em inglês, quando a unidade possuir pontos de alimentação para acessórios) do funcionamento das portinholas da cúpula, do funcionamento do diafragma da íris, das rodinhas e do breque do carrinho onde a incubadora é montada e, ou transportada. Tubos devem estar íntegros, sem rachaduras, dobraduras e sujeira acumulada; os orifícios de entrada de 02 devem estar limpos e livres, cabos de sensores e, ou eletrodos devem ser inspecionados para detectar falhas na cobertura de isolação e para verificar se estão bem conectados, filtros devem ser inspecionados localizar rupturas e substituição no caso de apresentarem sujeira acumulada. Botões e controles devem poder ser movimentados facilmente e dentro do limite apropriado (não devem permitir deslocamento com dificuldade nem sem limite). Níveis de fluidos devem ser inspecionados, assim como o estado de acessórios (colchão, termômetro, etc). O funcionamento de alarme luminoso, sonoro, indicador de painel e de bateria deve ser conferido.

Os Testes Quantitativos incluem medida da resistência de aterramento (< ou = 0,5Ω); da corrente de fuga (< ou = a 300μA); avaliação do controle de temperatura, funcionamento dos alarmes de temperatura da pele, do termostato de segurança, dos alarmes de temperatura do ar, funcionamento da fonte de alimentação portátil, no caso de incubadora de transporte.

Além do ohmímetro para medir resistência de aterramento, os equipamentos (quando) necessários para a realização dos testes são equipamentos genéricos de laboratório de eletrônica, tais como gerador de sinais e osciloscópio e cronômetro.

ÁRVORE DE DEFEITOS (TROUBLESHOOTING)

A árvore de defeitos constitui uma valiosa ajuda na identificação de defeitos para qualquer sistema. A seguir é apresentado um exemplo de árvore proposto para uma incubadora genérica.

SINTOMA	CAUSA	SOLUÇÃO
Falta de ventilação com aquecimento excessivo	1. Falta de circulação de ar 2. Alta temperatura da resistência causada por erro de posicionamento do sensor do paciente quando a porta de acesso está aberta	1. Verificar o conjunto motor e ventoinha ou se há obstrução no duto de entrada e saída do ar na bandeja da cúpula 2. Quando a porta de acesso frontal estiver aberta para assepsia ou cuidados manter o sensor do paciente dentro da incubadora ou posicionado no paciente
Baixa concentração de oxigênio	1. Portinhola de acesso ou mangaíris aberta 2. Bandeja mal-posicionada 3. Filtro de ar não-instalado	1. Fechar todos as portas 2. Posicionar a bandeja corretamente 3. Verificar se o filtro de ar está instalado corretamente
Alta concentração de oxigênio	Filtro de ar sujo	Trocar filtro de ar
Não aquece mesmo com indicação de aquecimento no painel	1. Resistência de aquecimento queimada 2. Tensão de alimentação 110 ou 220V abaixo da especificação +/- 10%	1. Chamar assistência técnica autorizada 2. Verificar a tensão elétrica na rede hospitalar
Painel com indicações erradas, aleatórias, apagadas e alarme soando indevidamente	Excesso de interferência eletromagnética (IEM)	Desligar a unidade e religá-la novamente. Se o problema e persistir, chamar a assistência técnica autorizada

BIBLIOGRAFIA

WEBSTER, J.G. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.** v.3, John Wiley & Sons, 1988.

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation,** 3 ed. John Wiley & Sons, 1998.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 601 - 2 - 19:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de incubadoras para recém-nascidos (RN). ABNT. 1997.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 601 - 2 - 20:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares para a segurança de incubadoras de transporte para recém-nascidos (RN). ABNT. 1997.

Compton's Encyclopedia. Disponível em: http://www.optonline.com Acessado em: 15 jul. 2002.

KORONES, S. B. **High-risk newborn infants.** The basis for intensive nursing care. St. Louis: The C. V. Mosby Company. 1986.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Incubators, Infant, Mobile; Transport.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Warmers, Radiant, Infant, Mobile; Stationary.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

CAPÍTULO 12

INSTALAÇÕES DE GASES

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODÇÃO 434

TIPOS DE GASES 435

Argônio 435
Ar Medicinal 435
Dióxido de Carbono Medicinal 437
Hélio 438
Mistures Medicinais 438
Nitrogênio Medicinal 440
Óxido Nítrico 441
Óxido Nitroso Medicinal 442
Oxigênio Madicinal 443
Xenônio 444

FORNECIMENTO E DISTRIBUIÇÃO 445

Cilindros de Gases (torpedos) 445
Tanques Criogênicos 449
Usina Concentradora de Oxigênio 451
Rede de Ar Comprimido Medicinal 454

VÀCUO 456

TUBULAÇÃO E CONECTORES 458

VAPOR..... 462
Utilização de Vapor nos EAS..... 462
Geração de Vapor..... 463
Tratamento de Água..... 466
ASPECTOS DE MANUTENÇÃO..... 469
Considerações Gerais..... 469
Normas Aplicáveis..... 470

INTRODUÇÃO

Os Estabelecimentos Assistenciais de Saúde (EAS) necessitam de diversos insumos para viabilizar o funcionamento de seus equipamentos e serviços médicos. Como no caso da maioria das instituições, os insumos mais comuns são energia elétrica, água e esgoto, telefone, gás de cozinha, etc. No entanto, além destes, os EAS necessitam também de um fornecimento adequado de gases medicinais, de vácuo e de vapor d'água para suprir a demanda dos diversos equipamentos e setores.

Gases medicinais, vácuo e vapor d'água devem ser distribuídos a todos os pontos do EAS onde sejam necessários, resultando assim em uma extensa rede de tubulações, registros, válvulas e dispositivos de segurança, que têm por objetivo garantir o fornecimento daqueles insumos dentro das faixas de fluxo, pressão, temperatura e segurança requeridas, além de assegurar a manutenção das suas características químicas, para não prejudicar pacientes e, ou danificar equipamentos.

Os sistemas de distribuição destes insumos não são geralmente visíveis para os usuários, sendo que sua implantação no EAS é feita durante a construção do prédio. O abastecimento dos insumos ao sistema de distribuição assume formas bastante diferentes dependendo do tipo de insumo. Por exemplo: vapor d'água geralmente é produzido em uma única caldeira para todo o EAS, oxigênio pode ser comprado em tanques criogênicos (temperaturas inferiores a -150 ºC), e vácuo pode ser produzido em diversos pontos do estabelecimento por bombas locais. Em função disso, cada um destes insumos será abordado separadamente nesta aula.

Os serviços de manutenção preventiva e corretiva dos sistemas de gases medicinais, vácuo e vapor d'água são geralmente realizados por profissionais ligados às empresas fornecedoras dos insumos ou dos equipamentos e só ocasionalmente realizados por pessoal do próprio EAS, em função do nível de especialização necessário para estas tarefas. Estes serviços são, portanto, regidos pelos termos dos contratos estabelecidos junto às firmas e dependem parcialmente da política gerencial dos equipamentos do estabelecimento.

TIPOS DE GASES

Abaixo serão apresentados os principais gases medicinais presentes nos EAS, com suas características físico-químicas, principais usos e particularidades.

Argônio

Gás nobre e inerte (não reage quimicamente com outra substância, nem forma compostos). É utilizado principalmente em determinados tipos de equipamentos de eletrocirurgia (bisturis elétricos), mais exatamente nos coaguladores de argônio. O gás é insuflado sobre o campo cirúrgico criando uma atmosfera inerte que elimina os inconvenientes do oxigênio do ar (combustão das gorduras, faiscamento errático e dispersivo) garantindo uma coagulação mais rápida e homogênea. É também utilizado em equipamentos de Absorção Atômica.

Características físico-químicas principais:

- Nome comercial: Argônio (Ar);
- Peso molecular: 39,95;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -185,9ºC;
- Aparência e Odor: Gás incolor e inodoro à pressão e temperatura normais.

Em função do pequeno volume de argônio utilizado pelos EAS, não há necessidade de instalação dedicada (tubulações permanentes, linhas de distribuição, etc.). O argônio é comercializado comprimido em cilindros, que são acoplados ao equipamento de consumo diretamente, através de redutor de pressão e mangueira. Os cilindros são geralmente acondicionados ao lado ou dentro do equipamento principal.

Ar Medicinal

Sempre que um paciente realizar inalação de algum medicamento ou droga (ex: durante as anestesias), ou quando receber suporte respiratório (respiração com auxílio de ventilador pulmonar), será necessário um suprimento de ar comprimido para estes procedimentos. Além de satisfazer

os níveis de pressão requeridos pelos equipamentos, a instalação de ar comprimido deve distribuir ar puro, isento de poeira, poluentes e microorganismos.

O ar medicinal pode ser obtido de duas maneiras:

- O próprio ar atmosférico é filtrado e comprimido no EAS. Esta solução é bastante comum, mas sempre que possível deve ser evitada em função dos muitos problemas com a manutenção dos compressores e filtros e sua influência na qualidade do ar resultante (filtragem insuficiente, umidade excessiva na linha, presença de vapor de óleo proveniente do compressor);
- Através da mistura de oxigênio (O_2) com nitrogênio (N_2), na proporção de 21% de O_2 e 79% de N_2. Tem a vantagem de ser sempre seco, estéril e inerte. Esta mistura pode ser adquirida pronta, em cilindros de ar medicinal comprimido, ou realizada no EAS a partir da mistura proporcional dos dois gases fornecidos separadamente em tanques criogênicos. Os detalhes das instalações serão vistos adiante.

A escolha dentre cada uma destas soluções vai depender do volume de ar medicinal consumido pelo EAS e das previsões de expansão desse consumo, da disponibilidade de capital para investimentos iniciais elevados, dos custos de manutenção, da existência de instalações prévias de oxigênio ou de espaço físico para a instalação de tanques criogênicos, das características das linhas de distribuição do ar medicinal, etc.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: ar comprimido, ar medicinal, ar sintético, ar reconstituído;
- Peso molecular: 28,975;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -194,3ºC;
- Aparência e Odor: Gás incolor e inodoro à pressão e temperatura normais.

Em função do grande volume de ar medicinal consumido por quase todos

os EAS e do baixo custo deste insumo, é muito freqüente existir uma ampla rede de distribuição atingindo praticamente todas as áreas onde os pacientes são atendidos (ambulatórios, centro cirúrgico, UTI, berçário, enfermarias, áreas de recuperação pós-anestésica, pronto-atendimento, etc.).

Dióxido de Carbono Medicinal

Os usos hospitalares mais comuns do dióxido de carbono (CO_2) são:

- Insuflamento das cavidades abdominais durante procedimentos cirúrgicos (laparoscopia exploratória);
- Produção de atmosfera próxima da fisiológica (em mistura com oxigênio e nitrogênio), largamente utilizada em pesquisas clínicas, para a criação de atmosferas anaeróbicas e aeróbicas (crescimento de microrganismos);
- Misturado com nitrogênio ou nitrogênio e oxigênio, o dióxido de carbono é utilizado na calibração de aparelhos de gasometria sangüínea (análise de gases dissolvidos no sangue) e difusão pulmonar.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: dióxido de carbono, gás carbônico, anidrido carbônico;
- Peso molecular: 44,01;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -78,5ºC;
- Aparência e Odor: Gás incolor e inodoro à pressão e temperatura normais. Apresenta ligeira acidez no paladar.

Em função do pequeno volume de dióxido de carbono utilizado pelos EAS, não há necessidade de instalação dedicada (tubulações permanentes, linhas de distribuição, etc.). O dióxido de carbono é comercializado comprimido em cilindros, que são acoplados ao equipamento de consumo diretamente através de redutor de pressão e mangueira. Os cilindros são geralmente acondicionados ao lado ou dentro do equipamento principal.

Hélio

O hélio é um gás nobre, inerte, que possui baixa eletronegatividade e alto potencial de ionização. Conseqüentemente não forma ligação nas condições normais, existindo como um átomo simples. É geralmente comercializado no estado gasoso, comprimido em altas pressões, ou líquido a baixas temperaturas.

Sua aplicação principal em ambiente hospitalar é a refrigeração dos potentes eletroímãs dos aparelhos de imagem por Ressonância Magnética Nuclear (RMI, RMN). Os condutores destes eletroímãs tornam-se supercondutores quando resfriados e mantidos imersos em hélio líquido (-270ºC), possibilitando a produção de campos magnéticos de alta freqüência extremamente intensos (aproximadamente, 3 T).

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: hélio (He), hélio-4;
- Peso molecular: 4,0;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -268,9ºC;
- Aparência: Gás incolor, inodoro e insípido à pressão e temperatura normais.

Em função da sua aplicação principal, o hélio é fornecido líquido em tanques criogênicos portáteis para a carga periódica dos equipamentos de ressonância magnética. Este procedimento geralmente é realizado pela empresa responsável pelo contrato de manutenção do aparelho.

Misturas Medicinais

EAS que dispunham de laboratório de análises clínicas, laboratórios experimentais ou estejam associados a instituições de pesquisa podem necessitar de misturas de gases para aplicações medicinais específicas. As situações mais comuns são:

- Cultura Microbiológica: Cada tipo de microorganismo sobrevive em um meio ambiente bem determinado (temperatura, umidade e composição da atmosfera). Para criar estas condições existem misturas comerciais

(ditas anaeróbicas) com diversas proporções de dióxido de carbono, hidrogênio e nitrogênio;

- Misturas Carbogênicas: São compostos de dióxido de carbono, oxigênio nitrogênio em concentrações próprias para o tratamento de acidentes vasculares, cerebrais e isquêmicos. A função do dióxido de carbono é estimular a respiração, que por sua vez provoca um aumento da pressão arterial e a conseqüente dilatação dos vasos obstruídos, permitindo assim a melhor oxigenação do cérebro. As misturas carbogênicas são muito utilizadas em UTI e em centros cirúrgicos;
- Difusão Pulmonar: Nos procedimentos diagnósticos para avaliação da função pulmonar uma grande variedade de misturas gasosas e gases puros são necessários. O volume, a capacidade de difusão e outras funções dos pulmões são medidos tendo como variáveis o consumo dos gases, sua difusão no sangue e eliminação pela expiração. Esta avaliação envolve o uso de instrumentos equipados com sensores de condutividade térmica e de concentração para gases específicos, por infravermelho. As misturas mais utilizadas para diagnóstico contêm monóxido de carbono (CO), que mede a capacidade de difusão e Hélio, para medir o volume dos pulmões. As misturas para difusão pulmonar são utilizadas tanto nestes procedimentos diagnósticos quanto na calibração dos instrumentos. Neste caso as composições variam de acordo com o tipo de sensor utilizado;
- Análise Sangüínea: Os equipamentos para gasometria sangüínea (concentração de gases dissolvidos no sangue) medem parâmetros importantes para avaliação fisiológica do paciente (principalmente das funções pulmonar e renal). A avaliação da função pulmonar é obtida pelas pressões parciais de oxigênio (pO_2) e dióxido de carbono (pCO_2) no sangue. As misturas utilizadas em gasometria têm a função de calibrar estes equipamentos e são chamadas comumente de "gás alto" e "gás baixo". O gás alto é composto de concentrações variadas de nitrogênio e dióxido de carbono e calibra o limite superior da pCO_2 o limite inferior da pO_2. O gás baixo, composto de oxigênio, nitrogênio dióxido de carbono, é utilizado para calibrar o limite inferior da pCO_2

e o limite superior da pO_2;

- Misturas para Laser: A aplicação do Laser terapêutico na medicina pode ser para uso clínico (baixa potência) ou uso cirúrgico (alta potência). O Laser clínico (mistura de Hélio e Neônio) tem função analgésica, antiinflamatória, cicatrizante e acelera a regeneração do tecido pela ativação da micro-circulação. Os Lasers cirúrgicos (CO_2, Nd-Yag e Ar) realizam corte, coagulação e absorção de água nos tecidos. A presença dos gases nos equipamentos Laser não significa que seu acesso seja feito pelo usuário. A reposição destes gases é sempre feita por pessoal especializado, geralmente através de contratos de manutenção com o EAS.

Nitrogênio Medicinal

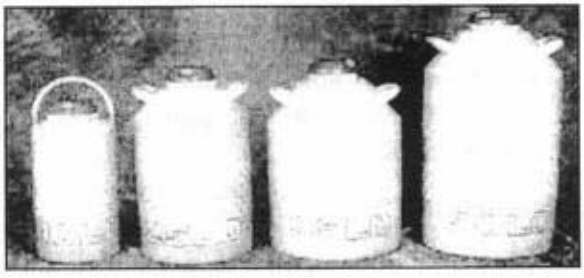
O nitrogênio é um gás inerte, constituinte de 79% da atmosfera terrestre. Participa de diversas misturas, podendo ser inalado sem outras conseqüências que a de deslocar os outros gases (em particular o oxigênio), podendo então, em altas concentrações, tornar-se asfixiante. É geralmente comercializado no estado gasoso, comprimido em altas pressões, ou líquido a baixas temperaturas.

Suas aplicações em ambiente hospitalar dependem do estado (líquido ou gasoso). O nitrogênio líquido (de -210ºC a –196ºC) é largamente utilizado nos processos de congelamento de sangue e derivados, esperma, medula óssea e órgãos para transplante. É útil nas técnicas cirúrgicas denominadas criocirurgias. Na forma gasosa é utilizado como agente mecânico para impulsionar equipamentos medicinais pneumáticos. Sendo praticamente inerte, não deteriora ou oxida qualquer mecanismo.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: nitrogênio (N_2), azoto;
- Peso molecular: 28,01;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -195,8ºC;
- Aparência: gás e líquido incolor e inodoro.

Como a aplicação principal é a participação nos procedimentos criogênicos, o nitrogênio é fornecido líquido em tanques criogênicos portáteis.



Óxido Nítrico

Até há cerca de uma década, o Óxido Nítrico (NO) era considerado um gás tóxico e nocivo ao meio ambiente, equiparado aos piores poluentes atmosféricos. Sua alta reatividade ao oxigênio e à água (possui um elétron livre – "radical livre") possibilita sua conversão rápida em nitratos e nitritos.

Estudos recentes vêm demonstrando que o óxido nítrico é produzido por várias células do organismo e considerado essencial em certos mecanismos orgânicos. Nos vasos sangüíneos, descobriu-se que as células endoteliais produzem NO continuamente, fenômeno este que promove o relaxamento da musculatura lisa adjacente, o que se traduz por uma vasodilatação, permitindo a regulagem da pressão arterial e da resistência vascular sistêmica e pulmonar.

O Óxido Nítrico é um gás que, quando inalado sob determinadas condições clínicas, apresenta a característica de ser um potente vasodilatador pulmonar e de não afetar a resistência vascular sistêmica; portanto é excelente para o controle da hipertensão vascular pulmonar.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: óxido nítrico, óxido de nitrogênio, monóxido de nitrogênio, monóxido de mononitrogênio;
- Peso molecular: 30,08;

- Ponto de ebulição (760 mmHg): -151,7 °C;
- Aparência: gás incolor à pressão e temperatura normais; odor levemente irritante. Pode se tornar marrom-avermelhado em contato com o ar devido à formação de tetróxido de nitrogênio. Reage com água para formar ácido nítrico.

O óxido nítrico é fornecido em cilindros de alumínio inertizado em nitrogênio, na concentração básica de 500 ppm (partes por milhão) ou de acordo com o pedido e aplicação.

Óxido Nitroso Medicinal

Há cerca de 150 anos foi descoberta a característica anestésica do óxido nitroso (N_2O). É utilizado desde então pelo grande número de características desejáveis, como baixa solubilidade, limitada depressão cárdio-respiratória e toxicidade mínima ou ausente. Além disso, não é inflamável e potencializa o efeito de outras drogas anestésicas. Em anestesia geral, a adição de óxido nitroso ao oxigênio inalado permite uma redução da quantidade do agente anestésico mais caro, obtendo-se o mesmo efeito. Sua eficácia e segurança representam economia e qualidade nos procedimentos de anestesia.

As propriedades físicas do óxido nitroso possibilitam sua distribuição aos pontos de utilização (geralmente centro cirúrgico) através de rede com tubos embutidos, como o oxigênio ou o ar comprimido. O óxido nitroso é sempre usado na forma gasosa e normalmente manuseado na forma líquida em cilindros de alta pressão ou tanques criogênicos, porém vaporiza facilmente a baixas pressões.

Características físico-químicas principais:

- Nomes comerciais: óxido nitroso, monóxido de dinitrogênio, monóxido de nitrogênio, protóxido de azoto, anidrido ácido hiponitroso, gás hilariante;
- Peso molecular: 44,02;

– Ponto de ebulição (760 mmHg): -88,5 °C;

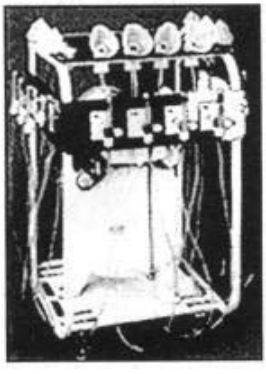
– Aparência: gás incolor a temperatura e pressão normais; odor levemente adocicado.

O óxido nitroso é comercializado comprimido em cilindros metálicos, que são alojados no exterior do hospital e se comunicam com a rede de distribuição através de redutores de pressão, registros e mangueiras.

Oxigênio Medicinal

Tal como o ar comprimido medicinal, o oxigênio (0_2) é o gás mais comumente encontrado nos EAS. É altamente oxidante, é fundamental para a presença da vida aeróbica e constitui um importante insumo terapêutico.

A oxigenoterapia tem aplicação profilática (preventiva) e curativa, é indicada nos casos hipoxemia (baixa concentração de oxigênio) de qualquer origem, como por exemplo, no tratamento de doenças pulmonares obstrutivas (asma, bronquite, etc.), pneumonias, infartos do miocárdio e embolias pulmonares. Sua aplicação é imprescindível nos casos de ressuscitação cardio-respiratória, na terapia intensiva, e em anestesia. O oxigênio também é utilizado para administrar medicamentos através de nebulização ou inalação, além de ser vital na terapia hiperbárica (paciente submetido a uma atmosfera sob alta pressão).



O oxigênio é obtido por destilação fracionadado ar e se apresenta no estado gasoso à temperatura ambiente. É fornecido normalmente em cilindros de aço, sob alta pressão (até 200 kg/cm^2). Pode ser também fornecido no estado líquido, a baixas temperaturas (-200 °C) nos casos de maior consumo, a fim de simplificar o transporte. Em situações especiais pode ser distribuído através de tubulações, ligando o fabricante ao centro consumidor.

Características físico-químicas principais:

- Nome comercial: oxigênio;
- Peso molecular: 31,99;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -182,96 °C;
- Aparência: gás incolor e inodoro a temperatura e pressão normais, líquido apresenta coloração azulada.

Em função de um consumo elevado, o EAS pode implantar uma usina geradora de oxigênio para baratear o custo, com a produção local do gás. É importante considerar não somente o consumo atual e projetado para as mesmas finalidades, mas também outras aplicações podem se tornar interessantes após a implantação da usina de oxigênio, como processamento de esgoto para reaproveitamento das águas servidas, lavanderia, combustão em caldeiras, etc.

Xenônio

Gás nobre e inerte (não reage quimicamente com outra substância, nem forma compostos). Em função de seu número atômico alto, é utilizado (através de inalação pelo paciente), como agente de contraste em tomografias, pois é suficientemente opaco aos raios-X para ser detectado no corpo humano. É utilizado também como agente anestésico nos procedimentos de anestesia inalatória ou como agente insuflador em cirurgias oftalmológicas de descolamento de retina e humor vítreo.

Características físico-químicas principais:

- Nome comercial: xenônio (Xe);
- Peso molecular: 131,30;
- Ponto de ebulição (760 mmHg): -108,1 °C;
- Aparência: gás incolor e inodoro a temperatura e pressão normais.

Em função do pequeno volume de xenônio utilizado pelos EAS, não há necessidade de instalação dedicada (tubulações permanentes, linhas de

distribuição, etc.). O xenônio é comercializado comprimido em cilindros, que são acoplados ao equipamento de consumo diretamente, através de redutor de pressão e mangueira. Os cilindros são geralmente acondicionados ao lado ou dentro do equipamento principal.

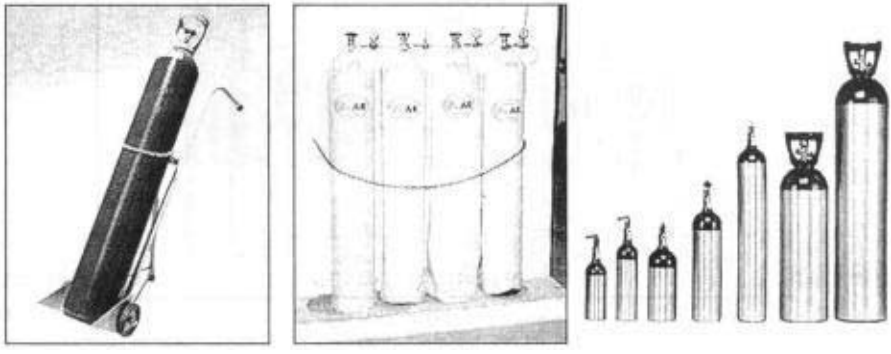
FORNECIMENTO E DISTRIBUIÇÃO

Cilindros de gases medicinais (torpedos) são geralmente empregados nos EAS para serem utilizados em aplicações que não necessitam grandes volumes de gás, ou como reserva de emergência. Esses cilindros podem conter gases comprimidos sob alta pressão (acima de 1000 psi) ou gases liquefeitos sob pressão mais baixa (900 psi), sempre à temperatura ambiente.

A maneira mais simples e econômica de suprir grandes volumes de gases medicinais para EAS é através do uso de tanques criogênicos ou usinas concentradoras de gases, como será visto a seguir.

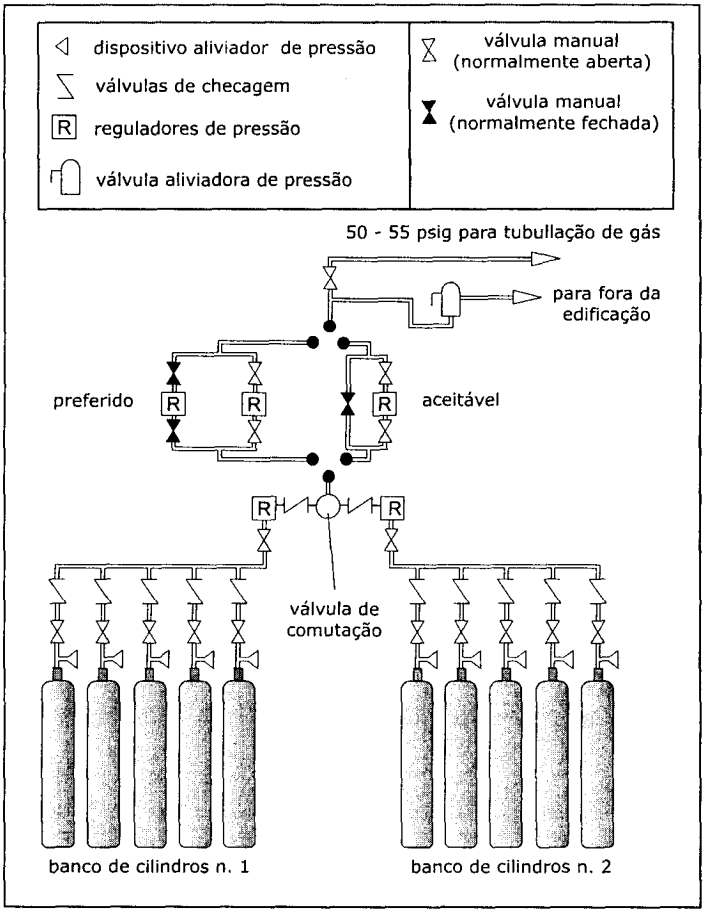
Cilindros de gases (torpedos)

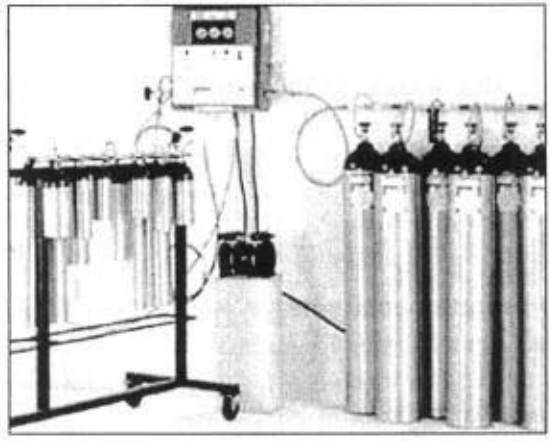
Os gases podem ser transportados em cilindros metálicos (aço ou alumínio), que podem conter tanto gases comprimidos como liquefeitos.

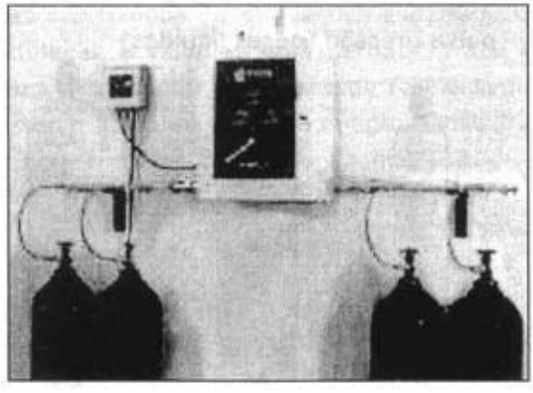


Os cilindros são geralmente conectados ao sistema de gases e vácuo medicinal (SGVM) através de tubulações. Essas instalações podem ser compostas por diversos cilindros para prover o suprimento necessário de

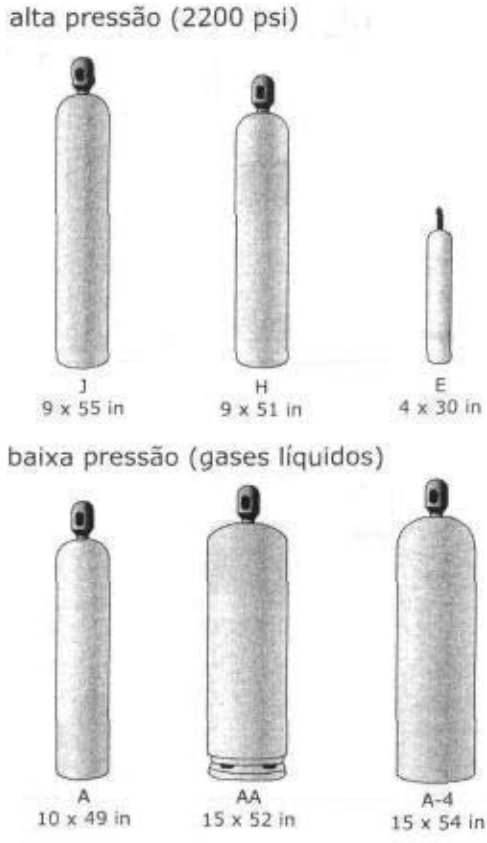
gás a um ou mais reguladores, que reduzem a pressão do gás para a pressão da rede de alimentação.







Um cilindro de gás liquefeito (por exemplo, CO_2) contém de duas a três vezes mais gás que um cilindro de volume similar contendo gás a alta pressão (por exemplo, 0_2). Como mostrado na figura 2, um cilindro "H" de oxigênio, que contém 7,986 *l* sob condições atmosféricas de temperatura e pressão, é similar em tamanho a um cilindro "A" de CO_2 que contém 16,086 *l*, às mesmas condições.



Embora o valor da pressão seja um indicador da quantidade de gás nos cilindros de gases pressurizados, esta não indica de forma direta a quantidade de gás liquefeito remanescente em cilindros de gases liquefeitos. Neste tipo de cilindro, a pressão se mantém relativamente constante até que todo o gás seja evaporado, caindo então rapidamente quando o gás remanescente é utilizado. As únicas medidas confiáveis da quantidade

remanescente de gás são obtidas através da pesagem do cilindro ou do sensoriamento direto do nível de líquido (usando ultra-som, por exemplo).

Os cilindros usados para gases liquefeitos podem armazenar tanto gás quanto líquido. Quando utilizados para o armazenamento de líquidos, possuem um tubo sifonado e sua parte superior (pescoço) pintado na cor prata. O tubo sifonado libera a saída de líquido da parte inferior do cilindro.

Tanques Criogênicos

Um único tanque criogênico pode armazenar dezenas ou milhares de litros de gás (por exemplo, 0_2 ou N_2) que é liquefeito pela baixa temperatura (ponto de ebulição inferior a -150 °C) e pela pressão adequada (150 psi). Um líquido criogênico quando evaporado produz um volume de gás 700 a 900 vezes maior que no estado líquido.

Os menores tanques criogênicos podem ser transportados por carrinhos de mão; os maiores são fixados em fundações especiais. Cada tanque tem um sistema de tubulação e válvulas para permitir o seu enchimento com gás liquefeito, controlar e manter a pressão de forma segura e distribuir o gás no EAS. Um sistema típico de armazenamento e distribuição de oxigênio utilizando tanques criogênicos é mostrado na figura 3.

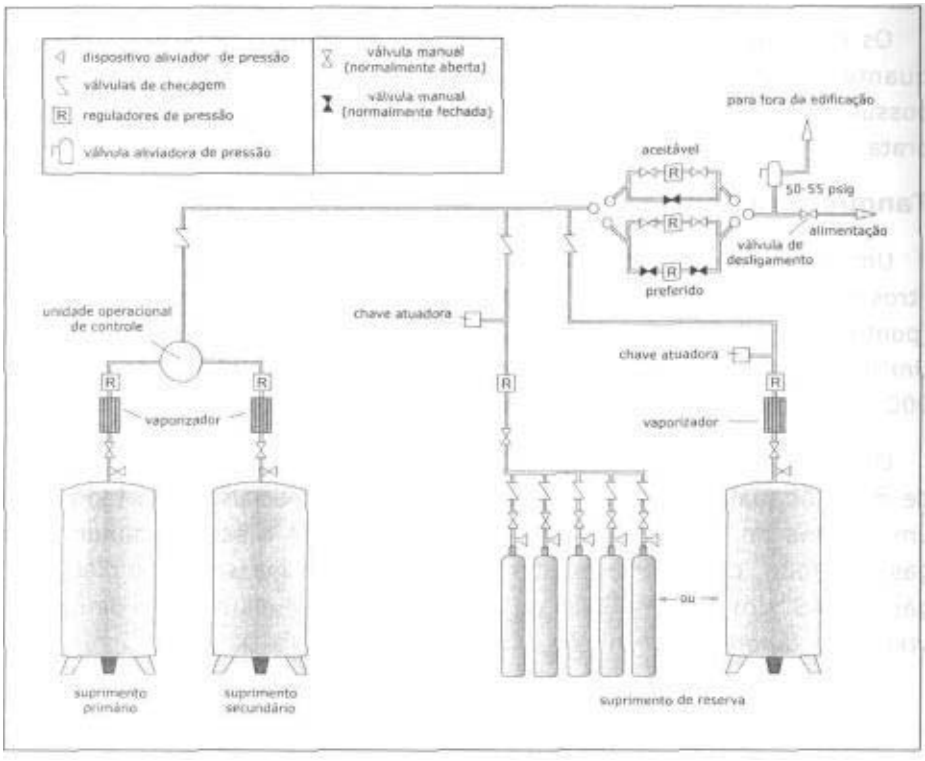


Figura 3: sistema de tanque criogênico (modificado da NFPA 99)

Oxigênio líquido, quando vaza ou espirra, pode gerar fogo ou grandes explosões. Tanques e cilindros de oxigênio devem, portanto, ser mantidos afastados de certas edificações e materiais. Similarmente, sistemas criogênicos requerem boa ventilação para funcionamento adequado. A maioria das instalações criogênicas utiliza vaporizadores para aquecer o líquido, o que promove a sua mudança para o estado gasoso. Quando localizados em locais com má ventilação, observa-se a formação de gelo nos vaporizadores. O gelo em excesso impede que a troca de calor ocorra, o que pode permitir que gases liquefeitos ou sob uma temperatura muito

baixa entrem na rede de distribuição do EAS, danificando válvulas, alarmes, equipamentos e em alguns casos causando ferimentos em pacientes.

Algumas instalações utilizam pré-aquecedores que possuem trocadores de calor especiais (por exemplo, transferem calor da água aquecida para o gás liquefeito) para aquecer o líquido antes que este entre no vaporizador. Quando há espaço suficiente, pode-se fazer o uso de dois vaporizadores com um comutador automático de fluxo entre eles, para permitir que o fluxo do líquido seja dirigido ao vaporizador que não estiver congelado.

Usina Concentradora de Oxigênio

A composição natural do ar atmosférico é de cerca de 78% de nitrogênio, 21% de oxigênio e 1% de outros gases. Concentradores de oxigênio produzem uma mistura gasosa rica em oxigênio (até 98%), retirando o nitrogênio do ar ambiente através do processo PSA (*Pressure Swing Adsorption* - adsorção com alternância de pressão).

Este tipo de concentrador de oxigênio incorpora uma "peneira molecular" que opera em um ciclo subdividido em duas partes: uma fase de alta pressão de influxo, seguida por uma fase de exaustão e despressurização. Estes equipamentos possuem dois cilindros contendo Zeolita (silicato sintético de alumínio – "peneira molecular"), que atrai (adsorve) o nitrogênio do ar a alta pressão e o libera a baixa pressão.

O ar ambiente atravessa filtros que removem poeira, bactérias e outras partículas. Na primeira fase do processo de concentração, um compressor força a entrada de ar para dentro de um dos cilindros contendo zeolita, que atrai (retém) o nitrogênio, permitindo que o oxigênio atravesse. Antes que a "peneira molecular" fique saturada com o nitrogênio, o ar de entrada é desviado para o segundo cilindro, para a manutenção do processo.

No primeiro cilindro, a zeolita é regenerada pela liberação do nitrogênio para a atmosfera (ou concentrado) através da despressurização, seguida de purga com oxigênio. No segundo passo, a função dos cilindros é revertida por um certo período e esse processo se repete, provendo um fluxo contínuo de oxigênio para a rede de distribuição (figura 5).

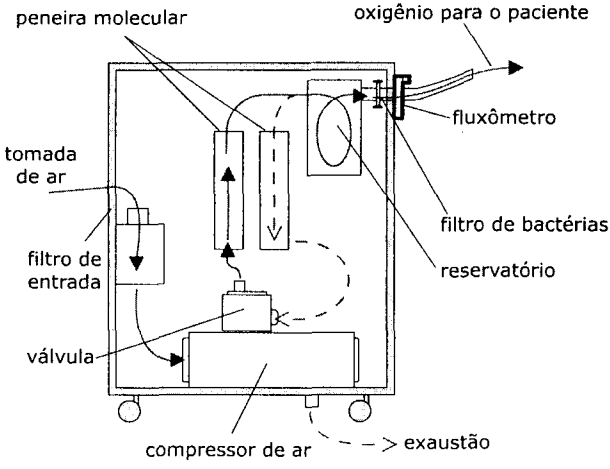


Figura 5: "peneira molecular" do concentrador, mostrando o fluxo do ar de entrada e saída de oxigênio.

A "peneira molecular" de zeolita é completamente regenerativa, e sob condições normais de operação terá uma vida útil muito longa (acima de 10 anos). São comercializados no Brasil concentradores de oxigênio para diversos volumes de produção (de 0,5 m^3/h a 105 m^3/h).

Na produção de oxigênio por este processo, a concentração final varia inversamente com o fluxo do gás pelo cilindro: quanto menor o fluxo, maior é a concentração de oxigênio no gás final. Dependendo do equipamento, o operador pode ajustar o fluxo (l/min) até a concentração de oxigênio final chegar a 98%.

A concentração de oxigênio na saída deve ser monitorada para indicar se a mistura produzida está dentro das especificações de gás medicinal. A maioria dos fabricantes oferece um monitor que realiza esta medida (figura 6). Muitos concentradores possuem sistemas de alarme que soam quando há falta de energia, filtros sujos, flutuações de pressão e outras falhas do sistema. Possuem também um horímetro que indica por quantas horas o equipamento já operou.

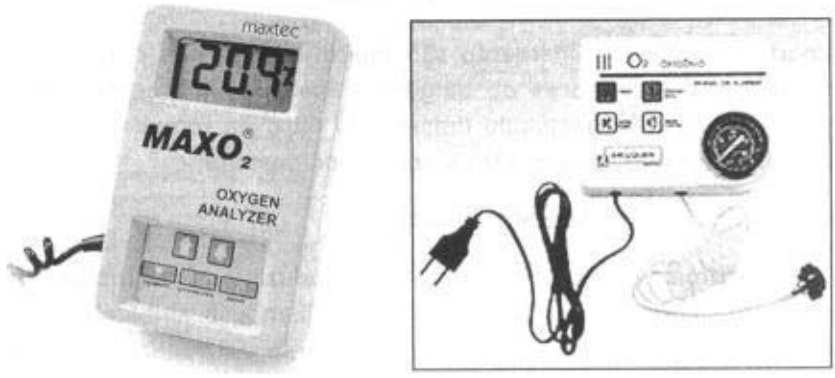


Figura 6: monitores da concentração de oxigênio, com alarme.

Figura 7: esquema geral de uma usina de oxigênio.

Os problemas de funcionamento mais freqüentes nos concentradores de oxigênio estão relacionados a itens de manutenção preventiva: filtros saturados, válvulas com operação inadequada, sistema de secagem do ar

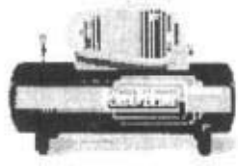
insuficiente (a zeolita é muito higroscópica, absorvendo a umidade ambiente e com isso diminuindo a adsorção do nitrogênio).

Suporte técnico e treinamento são muito importantes para a operação segura dos concentradores de oxigênio. Esses equipamentos requerem manutenção periódica, incluindo limpeza do filtro da tomada de ar e troca da água do desumidificador várias vezes por semana.

Rede de Ar Comprimido Medicinal

O ar comprimido medicinal geralmente é produzido no próprio EAS através da captação e compressão do ar ambiente. Quando o ambiente é poluído, filtros especiais, escovas químicas ou conversores podem ser utilizados para remover o monóxido de carbono e outros contaminantes. Uma alternativa para ambientes poluídos ou onde compressores não puderem ser utilizados, é a produção de ar comprimido medicinal através da mistura de nitrogênio e oxigênio oriundos de tanques criogênicos.

Os compressores de ar próprios para redes de ar medicinal devem possuir sensor de umidade do ar comprimido e não possuírem partes móveis lubrificadas por óleo ou graxa. Rolamentos, vedantes e filtros devem ser periodicamente substituídos.



Como mostrado na figura 8, o sistema básico de compressão consiste em filtros na tomada de ar, compressores, resfriadores (quando necessário), tanques receptores, secadores (também conhecido como desumidificadores), filtros de linha e reguladores. Esses componentes estão conectados por um sistema de tubos que permite o isolamento individual de cada componente, permitindo alívio de pressão em pontos críticos.

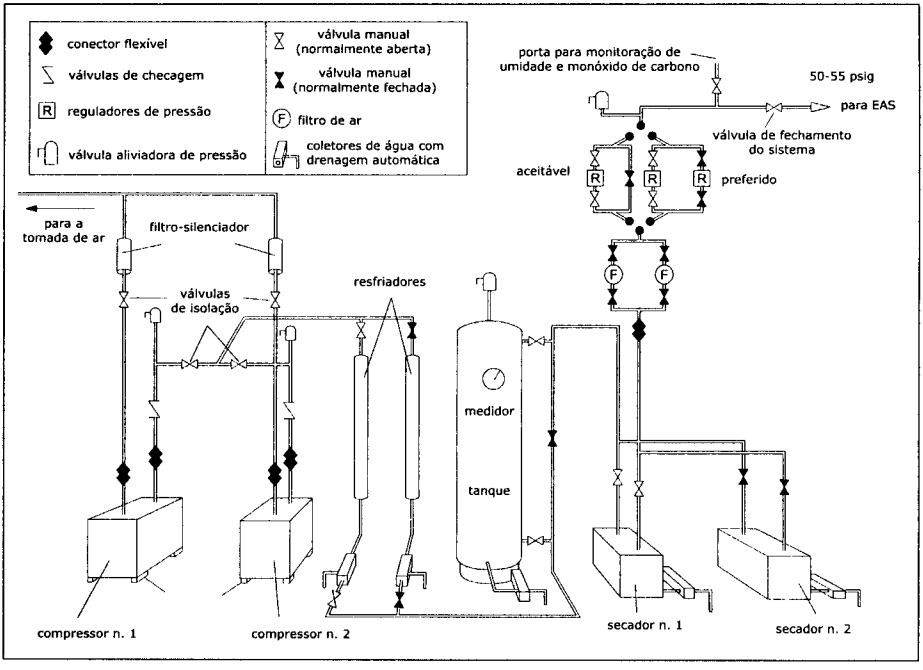


Figura 8: Sistema de compressor para ar medicinal (modificado da NFPA 99).

Cada compressor deve ser capaz de suprir, individualmente, a demanda total. Se um compressor falhar, o outro deve ser ativado automaticamente. À medida que a pressão do tanque cai devido ao uso ou falha, um dos compressores é ativado. Se a pressão continuar a cair, o outro compressor é ativado. Permitir que os compressores operem de forma alternada ajuda a evitar o surgimento de falhas.

A qualidade do ar captado no ambiente determina a quantidade de contaminantes no ar comprimido produzido e no desempenho geral do sistema. A localização de incineradores, construções, estradas e outras fontes poluidoras afetam diretamente a qualidade do ar ambiente e

conseqüentemente a qualidade do ar comprimido. Sendo assim, a tomada de ar dos compressores de ar medicinal deve estar posicionada em local livre de sujeira, pó, fuligem ou exaustores. Deve ser periodicamente inspecionada e os filtros de entrada devem ser freqüentemente trocados. Testes da qualidade do ar devem ser realizados periodicamente.

VÁCUO

Vácuo é produzido utilizando-se sistemas semelhantes aos sistemas de ar comprimido medicinal, porém mais simples. Embora algumas bombas de vácuo sejam idênticas aos compressores de ar, trabalham de forma inversa, retirando o ar do interior das tubulações e o descartando na atmosfera. Bombas lubrificadas a óleo podem ser utilizadas, desde que haja a garantia de não serem danificadas por gases anestésicos que podem entrar no sistema.

O sistema de vácuo é composto por: tanque receptor e dreno automático, bombas duplas, e linha de exaustão. O tanque receptor funciona como um "reservatório de vácuo", a fim de evitar variações na pressão negativa e como coletor de impurezas. Os resíduos devem ser drenados periodicamente para o esgoto, de forma que o fornecimento de vácuo não seja interrompido.

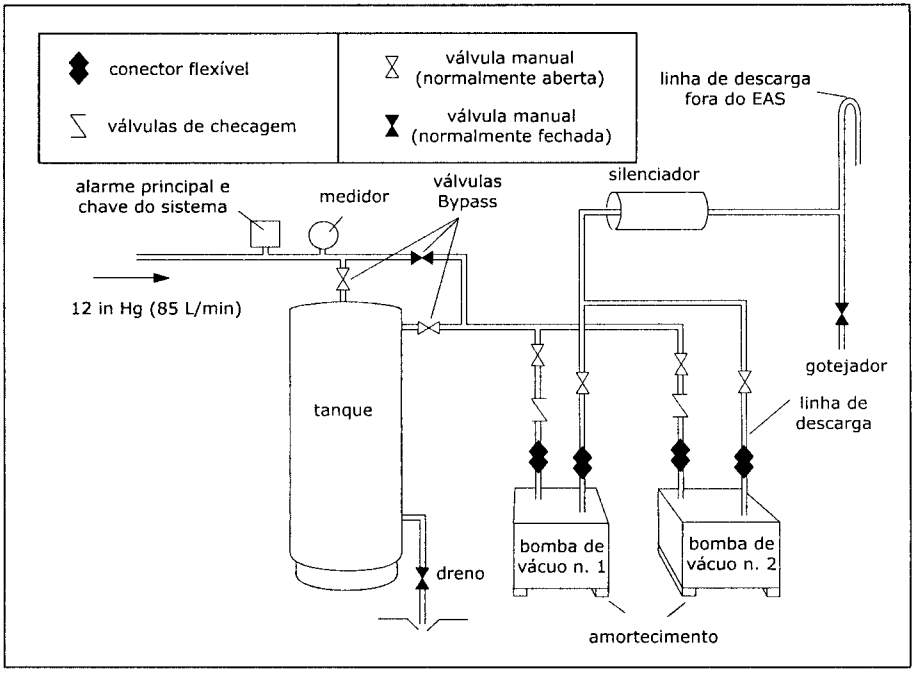


Figura 9: Sistema de vácuo típico (modificado da NFPA 99).

Ocasionalmente pode ocorrer a entrada acidental de líquido no sistema de vácuo. Isso não deve afetar a operação do sistema, mas eventualmente restringirá o fluxo uma vez que a tubulação pode entupir. Para minimizar essa ocorrência, caixas de sucção, que são acopladas à entrada do vácuo, são utilizadas para captar e reter materiais não gasosos. Para evitar interrupção do procedimento para troca de caixas de sucção cheias, devem-se utilizar caixas com volume adequado ou caixas múltiplas. Inspeções periódicas das entradas de vácuo garantem o funcionamento adequado do sistema durante procedimentos cirúrgicos e outros procedimentos críticos.

Alguns EAS's utilizam o sistema de vácuo para aspirar fumaças produzidas

por unidades eletrocirúrgicas ou lasers cirúrgicos, isso não deve ser feito Somente evacuadores de fumaça devem ser utilizados para este fim. Um sistema de vácuo típico não possui fluxo suficiente para capturar toda a fumaça. As partículas de hidrocarbonetos e água presentes na fumaça, se capturados pelo sistema de vácuo, podem condensar no interior da tubulação e causar a redução do fluxo com o tempo. Depósitos de fuligem são mais difíceis de serem removidos do que outras sujidades.

TUBULAÇÃO E CONECTORES

Gases medicinais e vácuo são transportados até ao usuário por um sistema de tubos que inclui válvulas, alarmes, monitores de pressão e conectores, conforme mostrado abaixo.

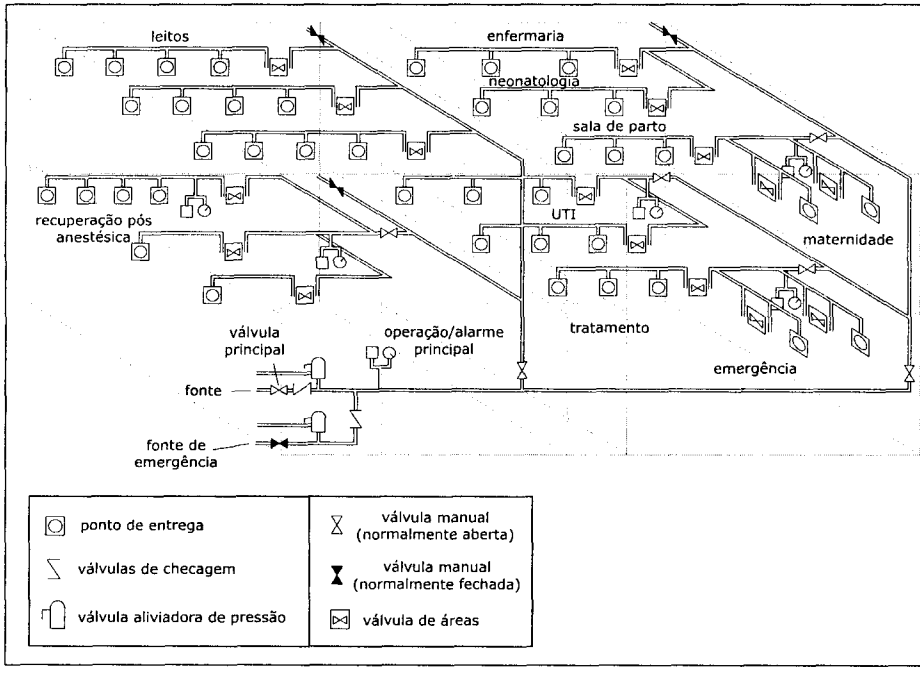
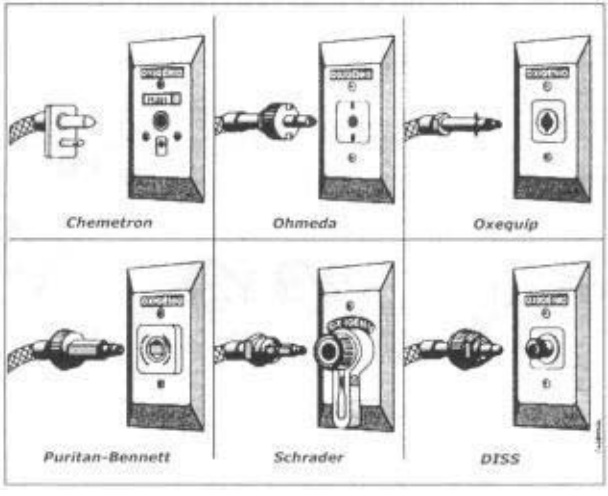


Figura 10: Configuração típica de tubulação de gases (Modificado da NFPA 99).

Cada secção da tubulação e as conexões utilizadas devem ser escrupulosamente limpas, principalmente para o transporte de oxigênio, onde óleo, graxa e sujeira podem produzir fogo ou danos aos pacientes. Se a tubulação ficar contaminada, não deve ser utilizada a menos que a contaminação se restrinja às proximidades das conexões. Os tubos devem possuir boa resistência a desgastes mecânicos e químicos. Tubos de cobre tipo K ou L devem ser utilizados devido a sua resistência a esforços mecânicos e à corrosão.

Válvulas especiais são requeridas na tubulação, por exemplo, válvulas para alívio de pressão liberam de forma segura o excesso de pressão causada por aumento de temperatura, falha do regulador ou outra falha, para o exterior. Válvulas especiais impedem que haja refluxo de gás durante situações de acidentes.

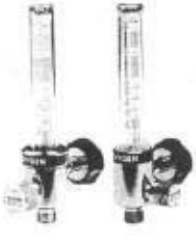
O ideal é que o EAS padronize os conectores de saída do sistema de gases medicinais e os conectores de entrada do sistema de gases. Isso permite que haja mobilidade dos equipamentos e evita que ocorram conexões erradas. No entanto, existem seis tipos de conectores: *Chemetron, Ohmeda, Oxequip, Puritan-Bennett e Schrader,* que permitem conexão rápida, e o *Diameter Index Safety System* (DISS), que é um conector tipo rosca, conforme a figura abaixo.

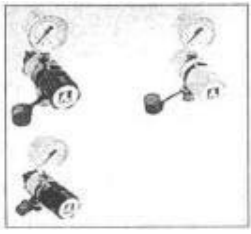
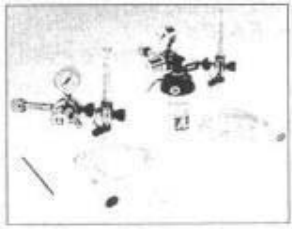
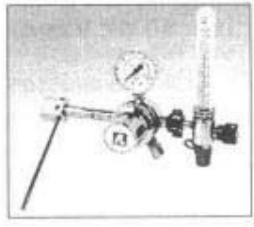


Muitos fabricantes produzem vários tipos de conectores de saída. O conector rápido permite que a conexão ou desconexão seja feita com apenas uma das mãos. A NFPA 99 requer conectores DISS para todas as instalações com pressão operacional maior que 80 psi (por exemplo, nitrogênio). Os conectores devem possuir indicação clara do tipo de gás que fornece a fim de prevenir conexões indevidas. As indicações devem obedecer ao código de cores para gases medicinais e vácuo (tabela abaixo).

Código de Cores para Sistemas de Gases Medicinais e Vácuo		
GÁS	**EUA (Brasil)**	**Internacional**
Oxigênio	Verde	Branco
Nitrogênio	Preto	Preto
Óxido Nitroso	Azul	Azul
Vácuo	Branco	Amarelo
Dióxido de Carbono	Cinza	Cinza
Hélio	Marrom	Marrom
Ar Medicinal	Amarelo	Preto e Branco
Oxigênio e Dióxido de Carbono	Verde e Cinza	Branco e Cinza
Oxigênio e Hélio	Verde e Marrom	Branco e Marrom

Muitas vezes as saídas são conectadas diretamente a válvulas e fluxômetros, para garantir níveis apropriados de fluxo e pressão dos gases. Os formatos variam de acordo com os fabricantes, sendo os mais comuns apresentados abaixo.



Todos os pontos presentes no sistema devem prover pressões e fluxos de acordo com a tabela abaixo. Muitos equipamentos de suporte à vida são projetados para operar com gases sob fluxo e pressão bem determinados. Se não forem alimentados de forma correta, seu funcionamento fica comprometido, colocando o paciente em risco.

Fluxo e Pressão Requeridos para Sistemas de Gases Medicinais e Vácuo (NFPA 99 – 1993)		
Gás	Pressão (estática)*	Fluxo (?/min)
Oxigênio	50 a 55 psig	≥100
Ar Medicinal	50 a 55 psig	≥100
Nitrogênio	160 psig	≥142
Vácuo	-5,8 psig	≥85
Óxido Nitroso	50 a 55 psig	≥100
Dióxido de Carbono	50 a 55 psig	≥100
*psig: (pounds/squareinch gauge unidade de medida de pressão referenciada na atmosfera (0 psig = 1 atm).		
**Sistemas de vácuo devem ser capaz de manter a pressão adequada no ponto mais distante da fonte. Além disso, o sistema deve prover fluxo adequado a qualquer ponto enquanto mantém vácuo a pressão adequada em um ponto adjacente.		

VAPOR

Utilização de Vapor nos EAS's

Diversos processos nos EAS necessitam energia térmica (calor) para serem realizados. Este calor pode ser produzido localmente através da queima de combustíveis (como é o caso do fogão de cozinha), através do aquecimento de uma resistência elétrica pela passagem de corrente (chuveiro ou forno elétrico), ou aquecimento de água em captores solares. Cada sistema apresenta interesse em determinadas condições de operação. Uma das formas mais econômicas e práticas de geração e transporte de calor é através do vapor d'água (ou simplesmente vapor) em caldeiras centralizadas, e transporte desse vapor em tubulações de alta pressão até os locais de consumo da energia.

A água utilizada na geração do vapor é um insumo barato e abundante, e uma vez utilizado, o vapor condensado retorna à caldeira para ser reaquecido, de modo que a água é recuperada em grande parte. A produção de vapor em uma caldeira central otimiza as trocas térmicas e minimiza as perdas, sendo a opção mais econômica em termos de combustível. Um problema da instalação de vapor é a necessidade de tubulação de ida e volta, que devem ser isoladas do meio ambiente para que as perdas térmicas sejam mínimas. Isso representa um custo de instalação considerável.

Em um EAS, o calor é utilizado principalmente nos seguintes processos:

- Lavagem de roupas (lavanderia);
- Cozimento de alimentos (cozinha);
- Esterilização de materiais e tecidos (autoclaves);
- Aquecimento de água para higiene (banheiros, lavagem de ambiente);
- Aquecimento ambiental (essencial em países de clima temperado ou frio).

A lavanderia é a principal consumidora de vapor no hospital (3 a 3,5 kg de vapor por quilo de roupa lavada). Os equipamentos de maior consumo são as máquinas de lavar e as calandras (secagem e passagem de tecidos).

Esta é uma constatação importante no momento do hospital decidir por implantar uma lavanderia própria (ou optar por terceirizar este serviço).

Nas cozinhas, o vapor é utilizado nas lavadoras de louça e complementarmente ao fogão a gás, nas grandes panelas (para arroz e feijão, por exemplo) que são alimentadas diretamente por vapor.

A esterilização de materiais é uma função de grande responsabilidade nos EAS, e diversas técnicas são utilizadas para isso. Um dos equipamentos mais utilizados pela simplicidade e eficiência é a autoclave a vapor. As centrais de esterilização são as segundas maiores consumidoras de vapor dos EAS.

Geração de Vapor

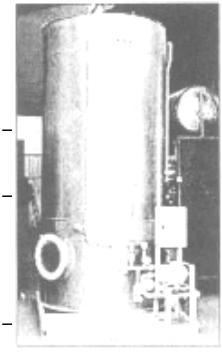
O vapor é produzido em caldeiras, que são equipamentos constituídos de duas câmaras: uma onde a água fria circula e é aquecida, e outra onde circulam os gases aquecidos pela queima dos combustíveis. No caso das caldeiras elétricas apenas a câmara da água é necessária. Em ambos os casos, quanto maior for a área de contato entre a água e a fonte de calor, maior será o rendimento.

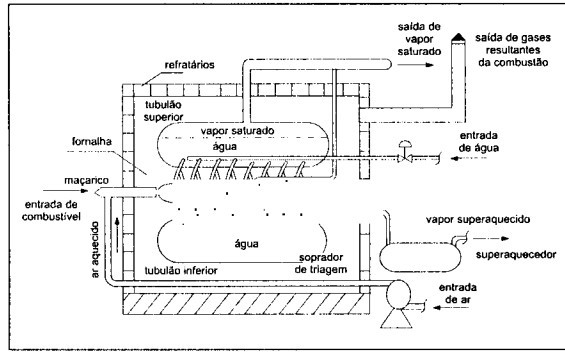
Os combustíveis mais freqüentemente utilizados são: gás natural, GLP (gás liquefeito de petróleo), óleo diesel, óleo combustível BPF (baixo ponto de fulgor) e carvão (mineral ou vegetal). A opção por cada uma destas alternativas deve levar em consideração custo direto do insumo, facilidade de transporte, espaço e riscos de armazenagem, rendimento energético, poder calorífico, (quantidade de calor que ele é capaz de transmitir durante a sua combustão), produção de poluentes (necessidade de filtros), custos de manutenção do equipamento, facilidade de operação, compatibilidade com os equipamentos já existentes, etc.

As caldeiras a combustão podem ser construídas segundo duas tecnologias: as aquatubulares e as flamotubulares.

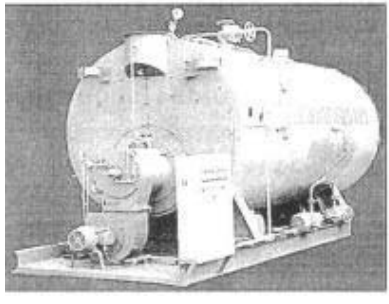
- Nas aquatubulares, a água circula por dentro dos tubos (serpentina) e os gases quentes gerados pela combustão circulam por fora. São utilizadas para alta produção de vapor. A taxa de evaporação varia entre 60 e 250 kg/h de vapor por metro quadrado de área de troca

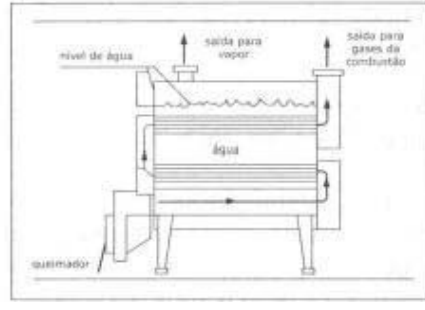
de calor, comportando vazões de 750 ton/h com pressões de 15 a 200 kgf/cm^2. O vapor produzido sai entre 540 e 570ºC. São amplamente utilizadas para geração de vapor saturado ou superaquecido, como podem operar em altas pressões, são usadas em turbinas para gerar energia elétrica.

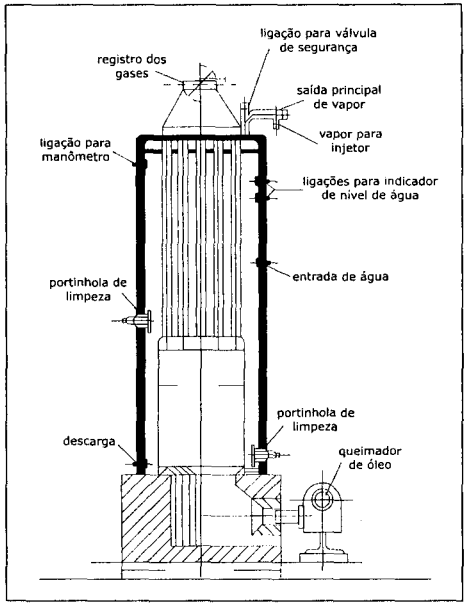




- Nas flamotubulares, os gases de alta temperatura circulam por dentro de tubos imersos no reservatório de água, que circula por fora. Pequena produção de vapor: vazões de até 15 ton/h de vapor e pressões até 15 kgf/cm^2; podem ser horizontais ou verticais (neste caso, com economia de espaço).







As caldeiras elétricas funcionam com um sistema de pares de resistores mergulhados na água. O calor é produzido pela passagem de corrente pelos resistores. Com poucas peças e controles simples de nível de água e pressão do vapor, funcionam muito bem em pequenas demandas localizadas. Podem ser usadas em qualquer montagem, sendo recomendadas onde a presença de materiais inflamáveis impede a utilização das caldeiras a combustão.

Nas instalações de vapor, diversos acessórios e equipamentos complementam as caldeiras, em função do nível de automatismo e segurança desejado para o sistema. Os principais são:

- Economizador: É um aquecedor de água geralmente constituído por tubos de aço e aletas. Esse sistema aquece a água antes de entrar na caldeira, aproveitando o calor dos gases em alta temperatura que se encaminham para a chaminé, por isso geralmente situam-se no alto da caldeira. Apesar de aumentar o rendimento energético, o aumento de temperatura da água de entrada faz com que os

mecanismos de corrosão se manifestem mais intensamente nesta área;

- Superaquecedores: Conjunto de tubos por onde circula o vapor saturado para que receba mais energia, perca a umidade e se torne vapor superaquecido. O feixe de tubos coletores funciona como uma caldeira auxiliar, mas é submetido a temperaturas mais altas que a normal;
- Pré-aquecedor de ar: É um trocador de calor que eleva a temperatura do ar de entrada para a combustão, aproveitando o calor dos gases da chaminé. Promove uma economia de 2,5% na eficiência da queima a cada 50ºC de aumento da temperatura de entrada do ar; aumenta a temperatura de combustão com melhor aproveitamento dos gases de combustão;
- Automação: Dependendo do nível de automação do funcionamento da caldeira, dispositivos como termostatos, pressostatos, válvulas eletro-hidráulicas, comando à distância, etc. podem ser necessários.
- Proteção: Os seguintes itens de segurança estão normalmente presentes nas instalações com caldeiras: apagamento automático da caldeira em condições de excesso de pressão ou temperatura, válvulas de alívio de pressão, desligamento automático da bomba de combustível no caso da falta deste, horímetro, etc.;
- Aproveitamento de condensado: No processo de geração e distribuição de vapor, uma alternativa é a cogeração de energia, aproveitando o condensado do vapor. Quando o vapor se condensa, a energia transferida ao material que está sendo aquecido representa 75% da energia fornecida pela caldeira para produzir vapor. O restante, ainda fica retido no condensado. A água, originária da condensação do vapor, além de possuir calor, é destilada e muitas vezes tratada, ideal para ser reutilizada em caldeira.

Tratamento da Água

O vapor é um agente poderoso oxidante das tubulações, promovendo corrosão, incrustações e fraturas nos metais que com ele tomam contato.

Como toda a tubulação de vapor é metálica (em função das temperaturas e pressões envolvidas), deve-se cuidar para que a água utilizada na geração do vapor seja a mais adequada possível no sentido de minimizar as agressões realizadas pela passagem do vapor.

As características da água requisitadas pelos sistemas de geração de vapor objetivam principalmente a preservação da vida útil dos equipamentos (tabela abaixo). Os parâmetros são normalmente relacionados pelo fabricante, mas satisfazer estes requisitos de qualidade nem sempre é possível. A água utilizada nos equipamentos deve apresentar baixa dureza (baixas concentrações de silicatos de cálcio e de magnésio), baixa condutividade elétrica, e concentração de ferro ausente, para inibir a formação de incrustação, corrosão e arrastes, preservando o processo e o equipamento gerador.

Parâmetro	*Unidade e Medida*	*Valor*
pH	pH	9-11
Duraza Total	ppm $CaCO_3$	<10
Oxigênio	ppm O_2	<100
Gás Carbônico Livre	ppm CO_2	<0,2
Ferro Total	ppm Fe	<0,2
Dióxido de Silício	ppm SiO_2	<100
Alcalinidade Total	ppm $CaCO_3$	<600
Fosfatos	ppm PO_4	<30
Condutividade	$\mu\Omega/cm^3$	<1000
Aparência	Clara, límpida e sem espuma	

Os problemas mais comumente encontrados nos sistemas de vapor dos hospitais, decorrentes da qualidade da água utilizada, são listados a seguir:

Incrustação

Formação de depósitos aderentes aos tubos e estruturas metálicas em contato com a água. A incrustação ocorre a partir da saturação e precipitação dos sais dissolvidos da água de alimentação, principalmente os sais de cálcio, magnésio e sílica. Os depósitos e incrustações reduzem diretamente a transferência de calor, causando maior consumo de combustível (ou energia elétrica), além da elevação de temperatura nos metais, o que acelera os processos de desgaste e fadiga mecânica. Como referência, sabe-se que

1 mm de incrustação provoca um aumento de consumo de 15% de combustível.

Corrosão

As causas mais freqüentes são:

- Defeitos de fabricação do material ou na construção do equipamento (por exemplo, solda mal feita)
- Presença de oxigênio dissolvido, causando corrosão localizada
- Excesso de cloretos, provocando corrosão tipo pitting;
- Sólidos em suspensão, gerando corrosão por impacto;
- Choque térmico.

Arraste

É o transporte da água juntamente com as suas impurezas para a fase vapor. As causas podem ser:

- Nível de água alto na caldeira, com diminuição do espaço de vaporização e assim, favorecendo o arraste de gotículas de água;
- Flutuações de carga, em função de aumentos súbitos da demanda de vapor, causando queda na pressão do gerador, fazendo com que haja a formação de bolhas de água;
- pH: Em função do pH a água pode causar corrosão (ácida) e, ou incrustação (alcalina);

Em hospitais que não tratam a água do gerador de vapor, é comum encontrar instrumentos cirúrgicos manchados, apresentando pontos de incrustação, em virtude do arraste de partículas, normalmente associadas ao ferro. Em processos de lavagem de roupas e instrumentais que utilizam ciclos quentes, (90ºC), aparecem manchas em decorrência do uso de água sem tratamento prévio.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Considerações Gerais

Os sistemas de gases, vácuo e vapor nos EAS compreendem dois tipos de manutenção: a das instalações e a dos equipamentos, que nem sempre são realizadas pelas mesmas equipes. As instalações, pela vinculação estreita com a estrutura física do edifício, são geralmente atendidas pela equipe de manutenção e reformas prediais (engenheiro civil, pedreiros, encanadores, eletricistas, etc.). A manutenção dos equipamentos, pela maior especialização e diversidade tecnológica, pode ser realizada pela equipe de engenharia biomédica (assim como os demais equipamentos médicos), através de contratos com os representantes, totalmente terceirizada, ou ainda em uma solução mista, que inclua contribuições internas e externas, em função do tamanho e da capacitação da equipe local.

Os sistemas de gases, vácuo e vapor hospitalar incorporam diversas tecnologias, com predomínio da engenharia mecânica. São em geral equipamentos grandes e pesados, muitas vezes fixos no local, cuja manutenção é freqüentemente realizada no próprio ambiente (principalmente as manutenções preventivas).

Instalações de gases e em particular de geração de vapor, são ambientes de risco para os trabalhadores, pela presença de temperaturas e pressões extremas, pela presença de materiais inflamáveis e explosivos. Estes riscos devem receber o máximo de atenção por parte da equipe de manutenção, através de treinamentos específicos e periódicos, uso de EPI e planejamento da manutenção em conjunto com a equipe de trabalhadores do EAS envolvidos com estas instalações.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante dos equipamentos. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção. Estes resultados devem ser lançados em uma planilha para controle e informação no momento da substituição ou aquisição de novos equipamentos. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto aos fabricantes, para evitar paradas longas por pequenos defeitos.

Deve merecer atenção particular a inspeção nas instalações e nos equipamentos em relação à presença de vazamentos, trincas nas conexões, obstrução de válvulas de alívio, ventilação e filtros, que precisam ser inspecionados a uma freqüência determinada pelas manutenções preventivas.

Normas Aplicáveis

NFPA 99: *Standard for Health Care* Facilities,1996;

Portaria MS-1884 "Normas para projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde", 2ª Edição - Ministério da Saúde, Brasília, 1997;

NBR 7198: "Instalações prediais de água quente", 1993.

CAPÍTULO 13

LAVANDERIA HOSPITALAR

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 473

HISTÓRICO 474

FUNCIONAMENTO DE LAVANDERIAS HOSPITALARES 475

Fluxograma típico de uma lavanderia 477

EQUIPAMENTOS DE LAVANDERIAS HOSPITALARES 478

Lavadoras 478
Lavadoras com ozônio 480
Lavadora contínua 482
Centrífuga ou extratora 483
Calandra 484
Secadora 484
Prensa 485
Ferro elétrico 486
Balança 486
Carrinhos de transporte 486

INSTALAÇÕES NAS LAVANDERIAS 487

LEGISLAÇÃO 488

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 489

INTRODUÇÃO

A central de processamento de roupas hospitalares (ou Lavanderia Hospitalar) realiza mais do que a simples limpeza das roupas: é um setor de apoio aos serviços de saúde, responsável por gerenciar itens patrimoniais importantes, ao classificar, pesar, lavar, secar, consertar, embalar e distribuir toda a roupa do hospital, com uma qualidade e em um tempo adequado ao bom funcionamento do estabelecimento assistencial de saúde (EAS).

Da eficácia do funcionamento da lavanderia hospitalar, depende a eficiência do hospital, refletindo-se especialmente nos seguintes aspectos:

- Controle das infecções;
- Recuperação, conforto e segurança do paciente;
- Facilidade, segurança e conforto da equipe de trabalho;
- Racionalização, tempo, material e energia;
- Redução dos custos operacionais.

A arquitetura dos EAS tem papel significativo não só na funcionalidade e conforto que o edifício apresenta aos trabalhadores, pacientes e visitantes, mas também nos níveis de propagação e controle das infecções. As lavanderias hospitalares são consideradas áreas críticas pela evidência do risco aumentado de transmissão de infecção. Além disso, pela própria natureza da atividade ali desenvolvida, a área física da lavanderia exige uma tecnologia pesada, representada não só pelos maquinários e equipamentos utilizados, mas também pelo volume de insumos necessários (água, energia elétrica, vapor) e pelos riscos operacionais que oferece (calor, ruído, infecção, acidentes de trabalho).

O projeto de uma lavanderia hospitalar deve levar em consideração todos estes aspectos, e também outros de caráter econômico (número de trabalhadores, turnos, estoque de materiais, quantidade de roupa disponível), de forma a resultar em uma unidade hospitalar eficiente, segura e que responda à demanda com presteza e qualidade.

O projeto de lavanderias hospitalares deve ainda levar em consideração um conjunto grande de dados sobre o hospital, como o seu perfil

epidemiológico e o da região em que está implantado, volume e o fluxo de roupas a ser processado, e as condições humanas, materiais e infra-estruturais disponíveis. Dimensionar uma lavanderia hospitalar não é tarefa simples e, como tudo no hospital, tem conseqüências diretas e de longo prazo na qualidade e no custo dos serviços prestados. Por se tratar de um tema bastante específico e que escapa dos objetivos deste curso, não será abordado aqui, recomendando-se para os interessados iniciar o estudo pela leitura do "Manual de Lavanderia Hospitalar" publicado pelo Ministério da Saúde em 2001.

HISTÓRICO

A história das lavanderias hospitalares divide-se em "antes e depois" das descobertas de Louis Pasteur (1822-1895), de que microorganismos são os responsáveis pela ocorrência e transmissão de doenças.

Até o início do séc. XIX, as lavanderias dos EAS eram vistas apenas como um serviço de hotelaria, sem que houvesse qualquer preocupação com sua morbidade potencial (causadora de doenças) ou a difusão de agentes patogênicos.

O conhecimento da ação dos microorganismos e o nascimento da microbiologia determinaram modificações profundas na forma como os hospitais foram construídos e organizados, a partir de então. Ganharam importância para a saúde dos pacientes, áreas de apoio como cozinha, farmácia, lavanderia, etc., antes desconsideradas.

Fazem parte desta "nova geração" de hospitais o Lariboissière em Paris (1854), o Hôtel-Dieu (1864) e a Santa Casa de Misericórdia de São Paulo (1884), além de inúmeros outros em diversos países.

Década de 30: Serviços especializados surgiram, como o processamento e a esterilização do instrumental e dos materiais cirúrgicos, as áreas de isolamento e zonas de acesso restrito para pacientes portadores de moléstias infecciosas e, mais recentemente, o conceito de "áreas contaminadas" dentro do hospital.

Década de 80: Do ponto de vista tecnológico, apesar do processamento das roupas ter se modificado pouco nas últimas duas

décadas, pode-se observar o aparecimento de equipamentos automatizados, providos de diversos alarmes e dispositivos de segurança para prevenir acidentes e condições anormais de funcionamento, além de uma preocupação constante dos projetistas com a economia dos insumos (água, energia elétrica, mão-de-obra, etc.), com objetivo de melhorar a eficiência e a segurança das lavanderias hospitalares.

FUNCIONAMENTO DE LAVANDERIAS HOSPITALARES

A principal diferença entre uma lavanderia comercial e as especializadas no processamento de roupas hospitalares é que estas são divididas em dois espaços distintos: a área suja ou contaminada (recebimento, classificação, pesagem e lavagem) e a área limpa (processamento da roupa lavada e a sua distribuição).

Como não deve haver passagem entre as duas áreas, a comunicação entre os funcionários é feita através de visores (janelas de vidro fechadas) e interfones. A separação entre as áreas deve ser hermética para possibilitar a manutenção de pressão positiva na área limpa e negativa na área suja.

Esta separação impede que a roupa limpa seja novamente contaminada por microorganismos e resíduos da roupa que ainda está por ser lavada.

Isto vale tanto para as lavanderias do hospital como para aquelas terceirizadas que prestam serviços para os EAS e se encontram fora da área hospitalar.

Para a lavagem, devem ser usadas lavadoras com portas duplas (ou lavadoras com barreira). Estes equipamentos são instalados na barreira que separa as duas áreas da lavanderia (suja e limpa).

A roupa suja é colocada por uma porta, do lado da sala de separação e classificação e depois de lavada, é retirada por outra porta (e por outro funcionário) que fica na área limpa.

A área suja é um ambiente extremamente contaminado, onde são manipuladas as roupas vindas de todas as áreas do hospital. Devem ser

tomadas precauções estritas para os trabalhadores, com o uso de equipamentos de proteção individual (EPI), como máscaras, luvas, aventais, botas, etc., além de contar com banheiro e vestiário com saídas separadas: uma para a área suja e outra para a área externa. Quando os funcionários deixam o turno, tomam banho e trocam de roupa; então não podem mais circular pela área suja e devem sair pela outra porta.

A área suja deve contar com um sistema de ventilação por exaustão, que mantém a pressão interna negativa (cerca de -0,5 mmHg), que é suficiente para evitar que o ar contaminado atinja áreas limpas do hospital. O ar exaurido deve ser lançado na atmosfera, suficientemente longe para que não possa ser captado novamente pelo sistema de condicionamento de ar. Deve contar ainda com torneira em seu interior (de preferência com alta pressão), para possibilitar a lavagem da área e dispor de pisos e paredes com revestimento totalmente lavável.

A roupa suja deve ser recolhida de todas as áreas do hospital em horários predeterminados, deve ser acondicionada em sacos fechados e ser transportada em carrinhos fechados. O acesso da roupa à lavanderia pode ser feito também por tubulões, em função das particularidades arquitetônicas do EAS.

O roteiro dos carrinhos deve ser único e nunca incluir áreas de grande circulação de pessoas, elevadores de serviço transportando ao mesmo tempo roupa limpa, medicamentos ou comida. Deve haver carrinhos exclusivos para roupas sujas e limpas e os carrinhos de roupas sujas devem ser lavados após cada transporte.

A roupa suja úmida deve ser acondicionada em sacos plásticos descartáveis, fechados no local da coleta e a roupa seca pode ser transportada em sacos de pano, que devem receber os mesmos tratamentos da roupa suja.

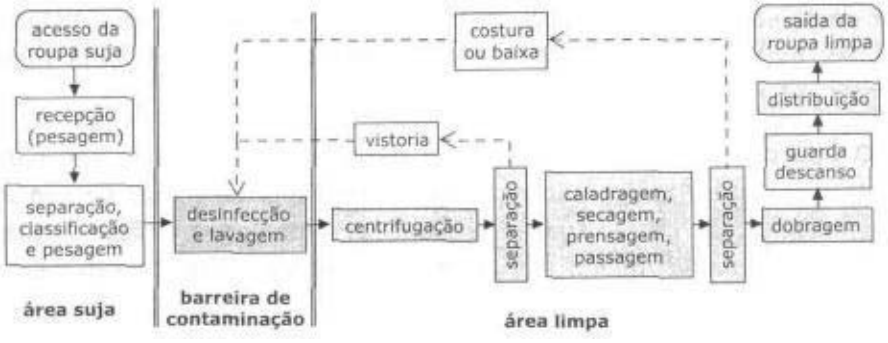
As roupas dos diversos serviços (áreas) do hospital, geralmente são marcadas, para retornarem à origem sem extravios. Quando chegam à área suja da lavanderia, podem ser pesadas para fins de controle da demanda por serviço e em seguida são separadas e classificadas para a lavagem. Esta classificação se dá de acordo com os seguintes critérios:

grau e tipo de sujidade, coloração do tecido, tipo de roupa e tipo de tecido. Durante a separação deve ser realizada uma inspeção cuidadosa para detectar a presença de objetos pontiagudos ou cortantes (seringas com agulhas, ampolas de medicamentos, agulhas de suturas e outros instrumentos cirúrgicos, etc.).

Em seguida é feita uma pesagem da roupa classificada, para preparar o programa de carga das lavadoras. Deve-se sempre buscar o programa mais eficiente na lavagem, o que inclui determinar para cada carga de roupas as seguintes variáveis: capacidade da máquina, nível de enchimento, temperatura, tempo do processo e tipo de produto de lavagem. Não há, então um programa único.

O processamento da roupa segue, geralmente, o fluxograma abaixo:

Fluxograma típico de uma lavanderia



As etapas de Separação na área limpa possibilitam verificar se a roupa ainda apresenta sujidades ou se depois de seca necessita ser costurada. Nos dois casos deve retornar à área suja para ser lavada e passada.

O diagrama acima pode sofrer modificações em função do sistema de lavagem, que depende do tipo de equipamento disponível na lavanderia. Pode-se ter:

- Lavagem em cargas individuais de lotes de roupas;
- Lavagem em fluxo contínuo.

No primeiro caso, cada lote de roupa é lavado separadamente, com a utilização de uma nova solução para cada operação (pré-lavagem, acidulação e amaciamento).

No segundo sistema, a roupa atravessa as fases do processo de lavagem de forma contínua, utilizando-se uma mesma solução para vários lotes. As lavadoras contínuas funcionam pelo processo de contracorrente.

Independentemente do sistema adotado e do tipo de lavadora, o processo de lavagem é uma seqüência de operações ordenadas, que leva em consideração a dosagem dos produtos químicos, a ação mecânica promovida pelo batimento e esfregação das roupas, a temperatura e o tempo de contato entre estas variáveis. O perfeito balanceamento entre estes fatores é que define o bom resultado final da lavagem.

A última etapa do processamento é a distribuição. As roupas limpas e passadas são colocadas em carrinhos do tipo "prateleira", de preferência embaladas, e são levadas para a rouparia onde são guardadas. As roupas podem ser embaladas em conjuntos ("kits" para uma mesma aplicação) ou separadas individualmente.

O tipo de embalagem depende do destino: se as roupas vão para a central de esterilização, são embaladas em papel ou pano; se são destinadas às áreas de internação, devem ser embaladas em sacos plásticos, pois além da melhor apresentação, evita que se contaminem no transporte.

EQUIPAMENTOS DE LAVANDERIAS HOSPITALARES

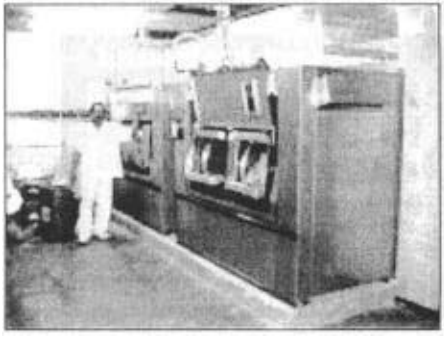
Lavadoras

A lavagem, no sistema de cargas individuais, pode ser efetuada em um dos tipos de lavadoras:

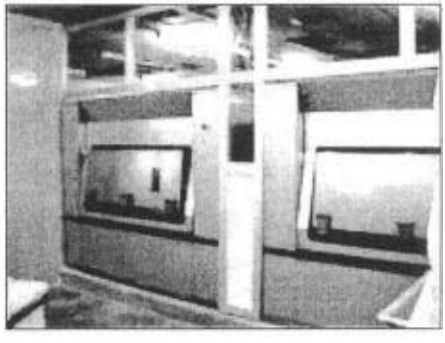
- Convencional, com controle manual ou automático;
- Lavadora -extratora, que combina o processo de lavagem com a centrifugação e extração da água;
- Lavadora com ozônio.

A lavadora é uma máquina, geralmente, construída com dois cilindros montados um dentro do outro: o externo funciona como um tambor fixo e hermético, que mantém o nível da água e dos agentes químicos, e o interno que tem a forma de um cesto (tem as paredes perfuradas) e com obstáculos (pás) fixos em seu interior. O tambor interno gira em torno do eixo horizontal, alternadamente para um lado e para outro, a fim de evitar que a roupa fique totalmente torcida no final da lavagem. Este processo de lavagem também é conhecido como tombamento, pois a roupa é batida nas pás do cesto pela ação da gravidade.

As lavadoras hospitalares são montadas na barreira entre as áreas suja e limpa. As roupas são colocadas do lado sujo e, depois de lavadas, são retiradas pelo lado limpo. São máquinas que dispõem, portanto, de duas portas com aberturas controladas pelos dispositivos de segurança e pelo programa de lavagem.



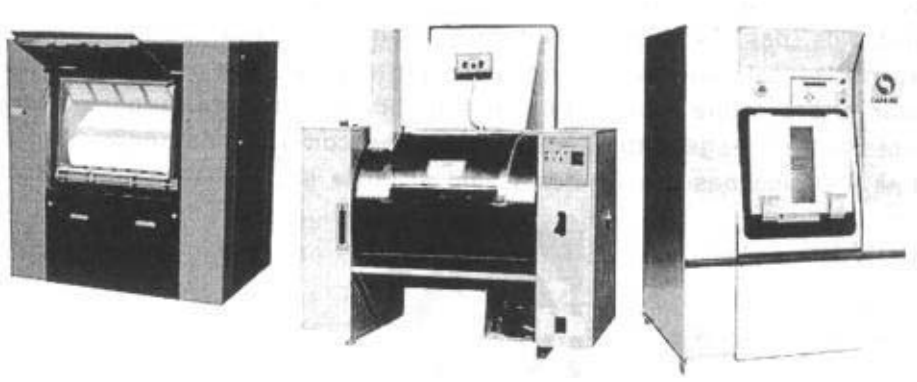
Vista da área suja.



Vista da área limpa.

As lavadoras atuais são programáveis em função dos parâmetros de carga (tipo e quantidade de roupa, tipo e cor do tecido, grau de sujidade), e definem, para cada uma das etapas do processo, o tempo, a temperatura, a quantidade de água e de produtos químicos. Existem pro-

gramas de controle das lavadoras que armazenam os dados de cada lavagem, para fins de registro dos materiais e insumos utilizados, assim como dos ciclos de manutenção preventiva, etc.



Alguns programas podem ser ativados por rede de computador e controlar várias máquinas simultaneamente.

Para satisfazer as exigências normativas, as lavadoras devem estar equipadas com registros de fecho rápido (para economizar tempo da mão-de-obra), ter a entrada da água controlada por nível automático, dispor de termômetro, termostato e marcador de tempo (cronômetro).

Lavadora com ozônio

O uso do ozônio como coadjuvante nos processos de lavagem data do início dos anos 90, mas só em 1996 foi construída no Brasil a primeira lavadora hospitalar utilizando esta tecnologia. O processo de lavagem de roupas e tecidos com ozônio consiste na injeção controlada deste

gás na lavagem, reduzindo e substituindo os detergentes ou misturas tensoativas usados no processo tradicional, com vantagens econômicas e, sobretudo, ambientais.

O ozônio é um gás incolor, com odor característico, constituído por três átomos de oxigênio (0_3^+). Extremamente reativo, é o mais poderoso e rápido agente oxidante disponível na natureza. Quando entra em contato com as sujidades orgânicas (geralmente moléculas grandes), reage rapidamente quebrando-as em moléculas menores que são mais rapidamente removidas do tecido pela ação mecânica da lavagem. As sujidades não oxidáveis (cerca de 15% do total), devem ser tratadas com os produtos químicos tradicionais (detergentes).

Poder de Oxidação Relativa de Substâncias Oxidantes		
Desinfetantes	**Potencial de Oxidação (Volts)**	**Poder Relativo de Oxidação***
Ozônio (O_3)	**2,07**	**1,52**
Peróxido de Hidrogênio (H_2O_2)	**1,77**	**1,30**
Hipoclorito de Sódio (NaClO)	**1,49**	**1,10**
Cloro (Cl_2)	**1,36**	**1,00**

** Baseado no cloro como referência* (Cl_2 *= 1,00).*

O ozônio apresenta também efeito branqueador e potente ação germicida, sem os inconvenientes dos produtos químicos tradicionais para estas funções (desgaste dos tecidos, toxicidade, agressão ambiental).

Taxas Relativas de Desinfecção			
Desinfetante	**Concentração (mg/l)**	*Escherichia Coli* **(contagem por mil)**	**Tempo para 99% de inativação (min)**
Ozônio	**0,10**	**60.000**	**0,08**
Cloro	**0,10**	**60.000**	**250**

Mecanismo de destruição de microorganismos:

Ozônio: Ruptura da parede celular;

Cloro: Difusão através da parede celular e inativação de enzimas.

Por ser volátil e muito instável, o ozônio tende a reduzir-se rapidamente à forma natural mais estável (0_2), devendo, portanto, ser produzido no local de consumo, por geradores próprios. Há necessidade de um investimento considerável para a implantação desta tecnologia, com

a instalação do gerador, bombas, filtros, além de treinamento específico para os operadores do sistema.

VANTAGENS NA UTILIZAÇÃO DO OZÔNIO

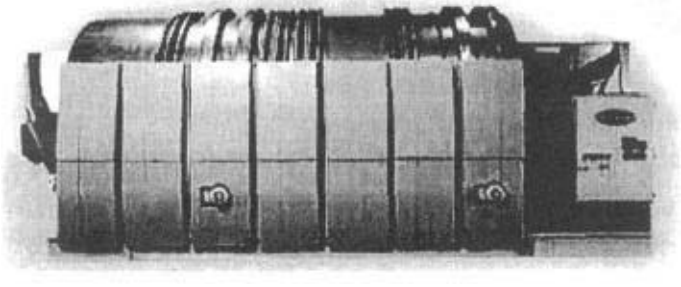
Redução de Custo Operacional: Água, produtos químicos (detergentes, alvejantes, amaciantes, acidulantes), vapor, energia elétrica e tratamento de efluentes são determinantes no custo final do processo de lavagem. A lavagem com ozônio minimiza a utilização destes insumos, reduzindo os custos operacionais com aumento da qualidade, além de proporcionar um efluente menos agressivo ao meio ambiente.

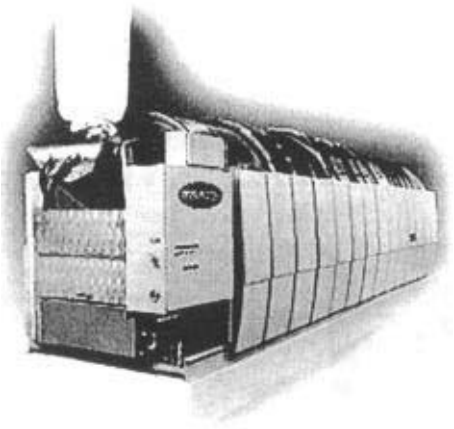
Redução de Investimento: Em conseqüência da redução do tempo de lavagem, aumenta-se consideravelmente a produtividade das máquinas de lavar, possibilitando o uso de equipamentos de menor porte. Isso possibilita a instalação ou expansão da lavanderia, utilizando menor área física.

Com o ozônio, as roupas são submetidas a menor ação mecânica, térmica e química, aumentando a vida útil dos tecidos.

Lavadora contínua (ou Túnel de Lavagem)

Máquina de elevada sofisticação tecnológica, composta por módulos seqüenciais, onde a roupa é processada continuamente, através da diluição progressiva da sujidade. São máquinas de grande porte, com capacidade de 300 a 1.000 kg de roupa seca processada por hora.

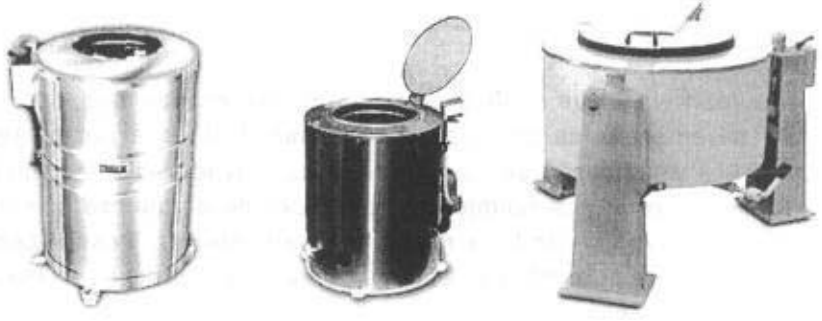




Centrífuga ou extratora

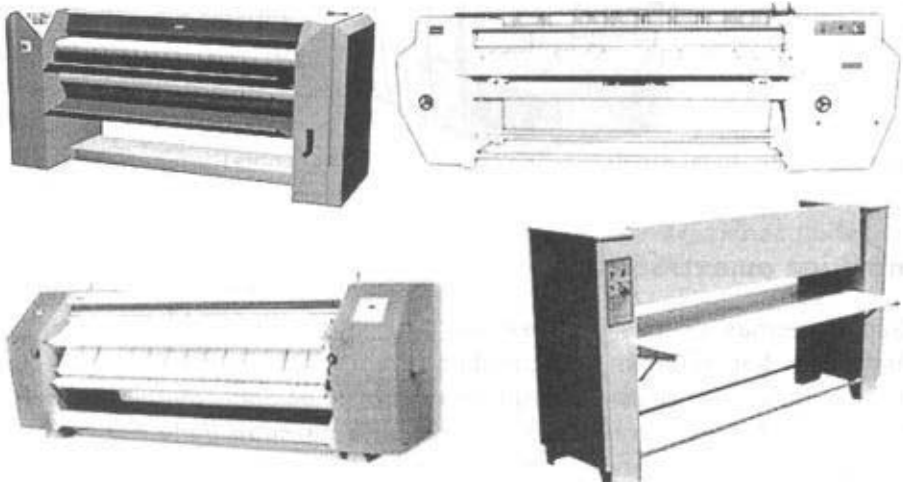
São máquinas usadas para extrair a água da roupa que foi retirada da lavadora. São também constituídas de um cilindro de aço inox perfurado, em forma de cesto, que gira em alta velocidade dentro de outro cilindro, este fixo e hermético. Cerca de 60% da água pode ser retirada por centrifugação, deixando as roupas prontas para serem enviadas para a calandra (lençóis, fronhas, campos cirúrgicos), ou para a secadora (cobertores, toalhas e outras peças de tecidos felpudos).

Existem lavadoras que incorporam a centrifugação, economizando espaço, tempo e mão-de-obra, embora nem sempre com a mesma eficiência das centrífugas de alta rotação.



Calandra

É o equipamento que se destina a secar e passar ao mesmo tempo a roupa plana. É constituída por dois ou mais rolos (ou cilindros) de metal, perfurados ou não e revestidos de estopa, feltro e algodão, que giram dentro de calhas fixas aquecidas a vapor, eletricidade ou gás. A roupa é tracionada e comprimida entre os rolos, secando e desenrugando.



É geralmente complementada por uma coifa, a fim de melhorar as condições ambientais, protegendo os operadores de calor e vapor excessivos.

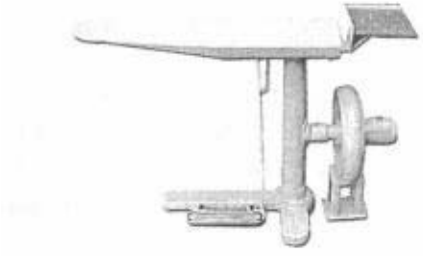
É uma máquina perigosa, responsável por muitos acidentes nas lavanderias, sendo então dotada de diversos dispositivos de proteção que desligam automaticamente a tração no caso das mãos dos operadores ficarem presas e serem puxadas pelos rolos quentes.

Secadora

É o equipamento que realiza a secagem das roupas que não vão à calandra (paramentos de cirurgia, compressas, fraldas e outros tecidos felpudos). Sua construção se assemelha à das lavadoras, mas em lugar da água com os produtos químicos, é um fluxo de ar quente que circula pelo cesto rotativo, secando a roupa em seu interior. Possui também uma programação automática, e dispositivos de segurança (trava da porta, termostato, etc.).

Prensa

É um equipamento aquecido a vapor ou eletricidade, destinado a passar a roupa pessoal. É geralmente constituída por uma mesa estreita revestida de feltro e algodão, onde é estendida a roupa. A parte superior, aquecida, desce exercendo pressão sobre a roupa. Substitui com alguma vantagem (principalmente economia de mão-de-obra) o ferro de passar convencional.



Ferro elétrico

É usado eventualmente em retoques, acabamentos ou roupas pessoais.

Balança

É utilizada na sala de separação das lavanderias para a pesagem das roupas, permitindo o controle das quantidades enviadas pelas unidades de origem. São geralmente do tipo plataforma, para permitirem a pesagem de grandes volumes, sacos, etc. Outro tipo de balança também é utilizado, para a dosagem dos produtos químicos na preparação dos ciclos de lavagem.

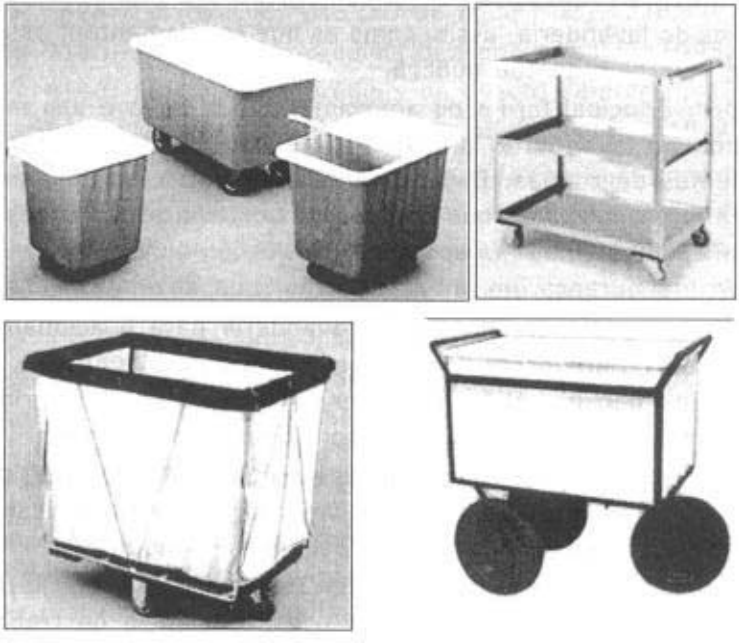
Máquina de costura:

Utilizadas no reparo das peças defeituosas, diferindo pouco das máquinas domésticas.

Carrinhos de transporte

Utilizados para transportar a roupa hospitalar. Podem ser do tipo prateleira ou estante (transporte da secadora ou calandra para a rouparia), tipo mesa (transporte da centrífuga para a secadora ou auxiliando no preparo para a calandra), ou ainda do tipo cesto com tampa (transporte de roupa suja).

Todos devem ser laváveis e não utilizar materiais porosos, como madeira.



INSTALAÇÕES NAS LAVANDERIAS

Além dos equipamentos listados acima, a lavanderia hospitalar é um local provido de instalações infra-estruturais essenciais para o funcionamento das máquinas fixas. Sem entrar nos detalhes destas instalações, são enumeradas abaixo as mais importantes:

- Abastecimento de água: Sem dúvidas o insumo mais importante (metade de toda água consumida em um hospital é destinada à lavanderia). Deve ter sua qualidade analisada periodicamente, principalmente em relação à dureza (que inibe a ação dos sabões), à presença de ferro e manganês (que amarelam a roupa e danificam as máquinas e tubulações) e à concentração de matéria orgânica (que favorece a contaminação).

- Esgoto: É igualmente na lavanderia que é gerada a maior quantidade de efluentes líquidos do hospital. Devem ser observadas as normas que regulamentam a construção e a manutenção dos esgotos da lavanderia, assim como as que regulamentam os efluentes que retornam à rede pública.
- Vapor: Principal forma de aquecimento (da água e das máquinas) usada na lavanderia, principalmente nas que processam grandes volumes de roupas. É geralmente distribuído em alta pressão e gerado em caldeiras que abastecem também outras áreas do hospital. Existem normas sobre as tubulações e dispositivos de controle e segurança em linhas de vapor que devem ser observadas.
- Ar comprimido: É utilizado na lavanderia para o acionamento de prensas e para os controles automáticos das lavadoras. Como o consumo não é grande, pode ser fornecido pela rede principal de ar comprimido do hospital, ou por compressores locais.
- Energia elétrica: Principalmente consumida nos motores, dispositivos de controle e iluminação. É uma opção aceitável usar eletricidade para aquecimento só em pequenas máquinas.
- Ventilação e exaustão: Este é um item essencial nas lavanderias não só para melhoria do conforto e a eficiência do trabalho dos operadores, mas também como item de segurança contra incêndios e contaminação da área limpa. Em locais de clima quente é essencial promover a evacuação do calor emanado de todas as máquinas que funcionam aquecidas. É necessário que a área contaminada esteja sempre a uma pressão inferior às demais e que a evacuação desta área seja independente e distante das tomadas de ar para qualquer área do hospital.

LEGISLAÇÃO

Neste item serão listados os textos normativos que se relacionam com lavanderias hospitalares. Por ser matéria muito dinâmica, em constante renovação, recomenda-se buscar sempre as versões mais atualizadas das normas e portarias.

O principal texto é o "Manual de Lavanderia Hospitalar" publicado pelo Ministério da Saúde em 2001. Em relação às instalações prediais, os seguintes textos se aplicam:

- Portaria MS-1884 "Normas para projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde", 2ª Edição - Brasília, 1997;
- NBR 5626: "Instalações prediais de água fria", 1998;
- NBR 7198: "Instalações prediais de água quente", 1993;
- NBR 8160: "Instalações prediais de esgoto sanitário", 1999;
- NBR 5410: "Instalações elétricas de baixa tensão", 1997.

Em relação aos equipamentos das lavanderias hospitalares (condições exigíveis de fabricação, terminologia, instalação, níveis de ruído e segurança das máquinas), estão contidas nas seguintes normas da ABNT:

- NBR 11755: "Calandras industriais", 1979;
- NBR 11756: "Lavadoras industriais", 1979;
- NBR 11757: "Secadoras industriais", 1979;
- NBR 11758: "Centrífugas industriais", 1979.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

As lavanderias hospitalares compreendem dois tipos de manutenção: a das instalações e a dos equipamentos, que nem sempre são realizadas pelas mesmas equipes. As instalações, pela vinculação estreita com a estrutura física do edifício, são geralmente atendidas pela equipe de manutenção e reformas prediais (engenheiro civil, pedreiros, encanadores, eletricistas, etc.). A manutenção dos equipamentos, pela maior especialização e diversidade tecnológica, pode ser realizada pela equipe de engenharia biomédica (assim como os demais equipamentos médicos), através de contratos com os representantes, totalmente terceirizada, ou ainda em uma solução mista, que inclua contribuições internas e externas, em função do tamanho e da capacitação da equipe local.

Os equipamentos da lavanderia hospitalar incorporam diversas tecnologias, com predomínio da engenharia mecânica. São em geral máquinas grandes e pesadas, muitas vezes fixas no local, cuja manutenção é freqüentemente realizada na própria lavanderia (principalmente as manutenções preventivas).

Como já foi dito atrás, a lavanderia é um ambiente de risco para os trabalhadores, pela presença de contaminação microbiológica, química,

pelas altas temperaturas, pelo ruído e por incluir máquinas rotativas. Estes riscos devem receber o máximo de atenção por parte da equipe de manutenção, através de treinamentos específicos e periódicos, uso de EPI e planejamento da manutenção em conjunto com a equipe de trabalhadores da lavanderia.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante dos equipamentos. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção. Estes resultados devem ser lançados em uma planilha para controle e informação no momento da substituição ou aquisição de novos equipamentos. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto ao fabricante, para evitar paradas longas por pequenos defeitos. Deve merecer atenção particular, a inspeção nas instalações e nos equipamentos, em relação à presença de fiapos de tecidos, que podem obstruir tubulações, drenagem, ralos, ventilação e filtros, e precisam ser removidos a uma freqüência determinada pelas manutenções preventivas.

CAPÍTULO 14

OXÍMETRO DE PULSO

Elaborado por:
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
Colaborador: Ricardo Grossi Dantas (Mestre em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica)

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 493

HISTÓRICO 402

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 495

NECESSIDADES DE INSTALAÇÃO E TREINAMENTO DE PESSOAL 500

PRINCIPAIS PROBLEMAS ENCONTRADOS 501

Problemas operacionais 501

Problemas funcionais (defeitos) 503

ROTINAS E INSTRUMENTOS DE TESTE E CALIBRAÇÃO 503

BIBLIOGRAFIA 504

INTRODUÇÃO

Os oxímetros de pulso são utilizados na determinação do nível de saturação de oxigênio (SpO_2) no sangue arterial. Essa quantificação é feita de forma não invasiva, através de sensores ópticos posicionados externamente ao paciente.

A característica não invasiva dos oxímetros de pulso faz com que sejam desnecessárias punções para retirada de sangue arterial e sua subsequente análise gasosa em laboratório. Além disso, há a possibilidade do monitoramento contínuo e instantâneo dos níveis de oxigenação do sangue, detectando rapidamente eventuais reduções destes valores, antes que possa haver algum dano ao paciente ou a observação de alguma manifestação física, como cianose, taquicardia ou bradicardia, por exemplo.

As moléculas de hemoglobina presentes nas hemácias do sangue são responsáveis pela maior parte do transporte de oxigênio (O_2), formando um composto denominado oxihemoglobina, ou hemoglobina oxigenada. Sendo assim, em situações normais, 97% do oxigênio são transportados em combinação com a hemoglobina, enquanto que apenas 3% são transportados dissolvido no plasma. O termo saturação de oxigênio corresponde à porcentagem de moléculas de oxihemoglobina, em relação à hemoglobina total funcional (quantidade total de hemoglobina, oxigenada ou não). A equação (eq.1) a seguir descreve o cálculo realizado:

$$\frac{SpO_2}{} = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} X100\% \qquad \text{(eq.1)}$$

Onde: SpO_2 é a saturação de oxigênio (%);

$Hb0_2$ é a quantidade de oxihemoglobina

Hb é a quantidade total de hemoglobina

O uso do oxímetro de pulso é considerado padrão no monitoramento do nível de saturação de oxigênio sangüíneo arterial em unidades de terapia intensiva, centros cirúrgicos onde são realizados procedimentos que requerem anestesia, áreas de recuperação, unidades de queimados e de cateterismo cardíaco, ambulâncias, dentre outros.

A maioria dos equipamentos consiste em um console, que é o oxímetro de pulso propriamente dito, o sensor e cabo do sensor. Existem variações, onde o console pode ser um equipamento de mesa, portátil, manual ou módulo de monitor anestésico ou fisiológico. Existem ainda miniaturizações onde o sensor e o oxímetro são montados em uma única peça.

Já o sensor, que pode ser descartável ou não, é geralmente acoplado em extremidades do corpo do paciente, tais como dedo, orelha, nariz ou pé (este último no caso de neonatos). No entanto, existem sensores para uso em regiões como testa ou peito. Mais adiante será discutida a diferença entre estes tipos de sensores, bem como a aplicabilidade de cada um. Os sensores podem ser ainda reutilizáveis ou descartáveis. Geralmente a opção é feita pelos reutilizáveis, sendo os descartáveis utilizados em situações onde o paciente corre maior risco de infecções.

A maioria dos oxímetros conta ainda com a presença de alarmes (sonoros e, ou visuais) que se tornam ativos quando o nível de oxigenação ultrapassa os limites definidos pelo operador. Outra característica bastante comum é a indicação da freqüência cardíaca, a presença de visores apresentando os resultados em gráficos de barras e curvas pletismográficas (variação instantânea da SpO_2 ao longo do tempo), módulo de baterias, além de mensagens de erro e das condições de funcionamento do oxímetro, tais como bateria fraca, sinal fraco, condições do sensor e do cabo.

A figura a seguir (fig. 1) ilustra dois modelos de oxímetro de pulso. O primeiro modelo (Nellcor NPB-290) indica os valores de saturação de oxigênio e freqüência cardíaca. O segundo, além dos parâmetros indicados pelo anterior, mostra ainda a onda pletismográfica (Nellcor NPB-295). A figura 2 mostra vários sensores da marca Nellcor, sendo eles: reutilizável de dedo, descartável de dedo, pediátrico, nasal e de testa. A figura 3 mostra um modelo compacto, onde o oxímetro de pulso e o sensor são montados em uma única peça.

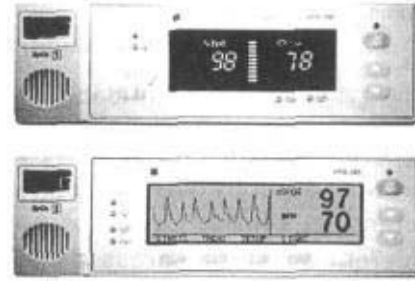


Figura 1 . Dois modelos de oxímetro de pulso: sem indicação de onda pletismográfica (Nellcor NPB-290) e com indicação (Nellcor NPB-295). Os sensores e os cabos não são mostrados nesta ilustração.

Figura2 . Sensores de oxímetros de pulso (Nellcor): reutilizável de dedo, descartável de dedo, pediátrico, nasal e de testa (modo de reflexão).

Figura 3 . Modelo manual compacto de oxímetro de pulso e sensor montados em uma única peça (Nonin Onyxmask).

Existem ainda oxímetros de pulso desenvolvidos para serem utilizados durante exames com imagem de ressonância nuclear magnética (MRI). Estes modelos utilizam cabos feitos de fibras ópticas não condutivas eletricamente, de forma a não causar queimaduras no paciente, em virtude de laços de corrente induzida (correntes de Foucault) e não gerar artefatos nas imagens de MRI.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

A coloração do sangue varia com diferentes níveis de oxigenação. O sangue com alta concentração de oxigênio apresenta uma coloração vermelha, muito forte e brilhante, em função da alta presença de moléculas de oxihemoglobina (combinação de moléculas de hemoglobina com oxigênio). À medida que esta concentração se reduz, o sangue adquire uma coloração mais azulada, em função de uma maior presença de moléculas de desoxihemoglobina (combinação de moléculas de hemoglobina com gás carbônico). Sendo assim, o princípio de funcionamento de um oxímetro de

pulso baseia-se na espectrofotometria sangüínea, medindo a quantidade de luz transmitida (ou refletida) através dos capilares do paciente, sincronizados com o pulso cardíaco (daí o nome oxímetro de pulso).

Em função de seu modo de operação, os oxímetros de pulso subdividem-se em dois grupos: os de transmissão e os de reflexão. Nos primeiros (transmissão), os feixes luminosos, produzidos por LEDs (diodos emissores de luz), atravessam o corpo do paciente, sendo captados por fotosensores posicionados do outro lado. Para que a atenuação luminosa não seja muito grande, os sensores de oxímetros deste tipo são geralmente utilizados em regiões periféricas do corpo, tais como ponta dos dedos, lóbulo da orelha ou pés (este último no caso de neonatos). No outro modo de operação (reflexão), parte do feixe de luz emitido é refletido e captado por sensores posicionados do mesmo lado dos LEDs emissores. Oxímetros desta natureza permitem a medida dos níveis de saturação de oxigênio sangüíneo em regiões mais centrais do corpo, como o peito ou testa do paciente. A escolha de qual tipo de sensor utilizar (de transmissão ou de reflexão) depende do tipo de aplicação. Por exemplo, os oxímetros de reflexão são mais adequados a pacientes que apresentam problemas de perfusão sangüínea ou que sofreram queimaduras, de forma que a vascularização periférica em algumas áreas pode estar comprometida.

Analisando a variação de coloração sangüínea para diferentes níveis de saturação de oxigênio, Horecker (1943) observou que a oxihemoglobina apresenta uma menor transmissão de luz na faixa do espectro de 660nm (comprimento de onda correspondente à região do vermelho) quando comparada com a hemoglobina desoxigenada. No entanto, há regiões do espectro luminoso onde o coeficiente de absorção da oxihemoglobina é idêntico ao da hemoglobina. Estas regiões são denominadas pontos isobésticos. Um dos pontos isobésticos situa-se na região do infravermelho, aproximadamente em 805nm, como se pode observar na figura a seguir (fig. 4). Sendo assim, os oxímetros de pulso utilizam dois LEDs, emitindo feixes luminosos com dois comprimentos de onda distintos (vermelho: 660nm e infravermelho: 930nm). Apesar do comprimento de onda central do LED infravermelho ser aproximadamente 930nm (este valor pode variar dependendo do equipamento) e não coincidir exatamente com o ponto isobéstico (805nm), a diferença entre os coeficientes de absorção não é muito grande, se comparada com a diferença na região do vermelho (nota-

se que, no gráfico, o eixo correspondente aos coeficientes de absorção encontra-se em escala logarítmica). Os dois comprimentos de onda são emitidos e transmitidos através da pele, sendo absorvidos de forma diferenciada pelo sangue. A oxihemoglobina, que é vermelha, reflete a luz vermelha, enquanto que a hemoglobina é azul, absorvendo a luz vermelha. Como a luz infravermelha utilizada corresponde, aproximadamente, a um dos pontos isobésticos do sangue, este comprimento de onda é absorvido na mesma proporção, tanto pela oxihemoglobina quanto pela hemoglobina. A razão entre as quantidades de luz vermelha e infravermelha captadas pelos fotosensores é utilizada na determinação do nível de saturação do oxigênio sangüíneo.

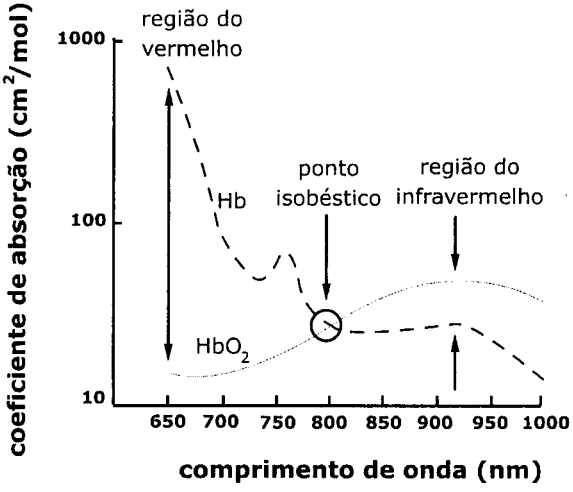


Figura 4. Coeficientes de absorção luminosa em função do comprimento de onda, destacando-se a diferença na região do vermelho, infravermelho e o ponto isobéstico.

Os fotosensores convertem a luz captada em sinais elétricos, que depois são enviados à unidade de processamento do oxímetro, geralmente composta de circuitos digitais e um microprocessador.

O caminho percorrido pela luz ao longo da pele do paciente compreende regiões de capilares com sangue arterial (com alta pulsatilidade), com sangue venoso (pulsatilidade insignificante) e regiões teciduais (sem nenhum movimento pulsátil). Desta forma, a absorção da luz depende da absorção tecidual (pele, gordura, osso etc.), da absorção relativa ao san-

gue venoso, da absorção pelo sangue arterial e do volume arterial adicionado a cada batimento cardíaco. A componente alternada depende do enchimento sangüíneo na extremidade medida e do coeficiente de absorção do meio. A figura a seguir (fig. 5) ilustra as componentes de absorção da luz em uma extremidade tecidual.

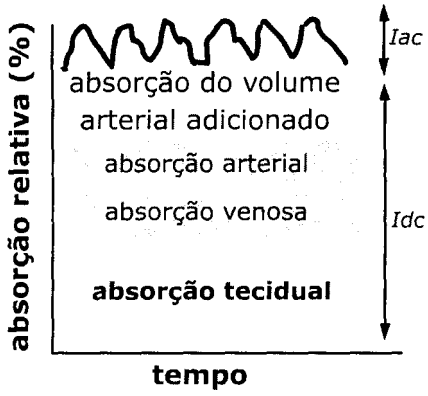


Figura 5. Absorção da luz na ponta do dedo, onde Iac é a intensidade luminosa alternada e Idc é a intensidade luminosa contínua.

Como os coeficientes de absorção da oxihemoglobina e da hemoglobina são diferentes na região do vermelho e iguais na região do infravermelho (ponto isobéstico), a SpO_2 pode ser determinada de forma contínua e não invasiva. Este tipo de aplicação não necessita da coleta de amostras de sangue como nos oxímetros laboratoriais, mas apresenta um erro comparativamente maior. Na figura a seguir (fig. 6) são mostrados a colocação de sensores (fotodiodos emissores e detetores de luz) e o modo de obtenção da curva de saturação. Pode-se utilizar apenas um fotodetector, bastando, para isso, emitir os feixes vermelho e infravermelho em instantes diferentes.

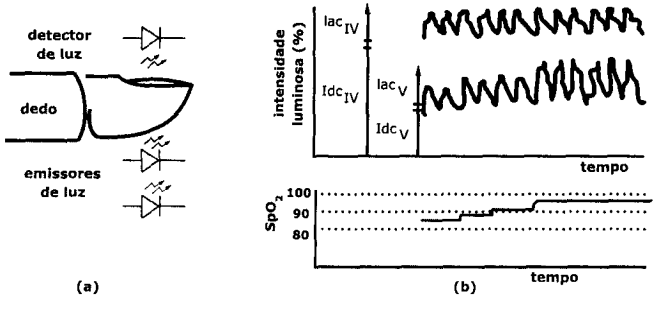


Figura 6. Oxímetro de pulso. (a) Representação esquemática dos componentes de um sensor do oxímetro de pulso e do acoplamento do sensor na ponta de um dedo e (b) gráfico ilustrando a amplitude constante do infravermelho (Iac_{IV} e Idc_{IV}) e a variação da amplitude do vermelho (Iac_V e Idc_V) com a saturação de oxigênio (SpO_2).

A equação seguinte (eq. 2), determinada por Yoshida, é usada para a determinação do nível de saturação de oxigênio sangüíneo arterial ($Sp0_2$).

$$SpO_2 = A + B \frac{\log \frac{Iac_V}{Idc_V}}{\log \frac{Iac_{IV}}{Idc_{IV}}} \qquad \text{(eq.2)}$$

onde Iac_{IV} *é a* intensidade luminosa alternada no vermelho;

Idc_{IV} *é a* intensidade luminosa contínua no vermelho;

Iac_{IV} *é a intensidade luminosa alternada no infravermelho;*

Idc_{IV} *é a* intensidade luminosa contínua no infravermelho;

A e *B* são constantes de calibração determinadas empiricamente.

A seguir é apresentado um diagrama de blocos de um oxímetro de pulso genérico e seu respectivo sensor (fig. 7).

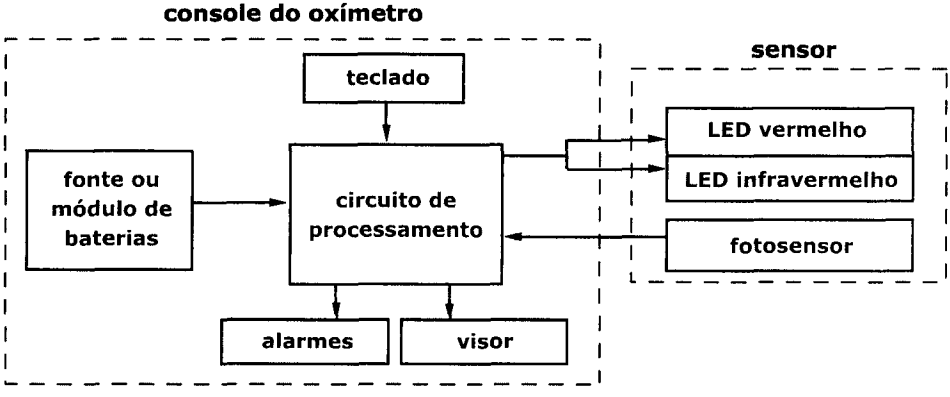


Figura 7. Diagrama de blocos de um oxímetro de pulso.

O circuito de processamento, geralmente microprocessado, é responsável por gerar os sinais emitidos pelos LEDs e receber o sinal captado pelo fotosensor. Como os LEDs são excitados alternadamente, o circuito de recepção capta os sinais correspondentes aos LEDs vermelho e infravermelho em instantes diferentes, digitalizando-os e armazenando-os temporariamente em memórias. É realizado um pré-processamento, extraindo as componentes alternada e contínua de cada sinal de intensidade luminosa e a seguir é calculado o valor instantâneo da SpO_2, segundo a equação 2, apresentada anteriormente. Este valor instantâneo da SpO_2 é pulsado e corresponde à onda pletismográfica. Uma etapa de filtragem calcula seu valor médio, que é enviado ao visor e comparado com os limites de acionamento do alarme. Além disso, a partir da onda pletismográfica, é calculada a freqüência cardíaca.

Alguns oxímetros sincronizam o sinal luminoso captado com o eletrocardiograma (ECG), de forma a detectar eventuais artefatos causados pela movimentação do paciente. São utilizados ainda algoritmos para redução de ruídos.

NECESSIDADES DE INSTALAÇÃO E TREINAMENTO DE PESSOAL

Os oxímetros de pulso não requerem nenhum tipo especial de instalação para seu uso. Como já apresentado anteriormente, eles podem ser encontrados nas seguintes variações:

- portáteis: para uso em mesa ou "rack", necessitando de alimentação pela rede elétrica;
- portáteis com bateria: utilizados durante o transporte do paciente;
- modulares: para uso em monitores anestésicos ou fisiológicos;
- manuais: alimentados por baterias e utilizados durante breves intervalos durante os quais o paciente está fora do leito;

Sendo assim, a utilização de oxímetros de pulso não apresenta maiores dificuldades no ambiente hospitalar ou em unidades de transporte de pacientes (ambulâncias). Uma das únicas restrições é a utilização durante exa-

mes de MRI, exigindo modelos específicos a tal fim, com cabos de fibra óptica, como descrito anteriormente.

Em relação ao treinamento de pessoal, este tipo de equipamento é considerado relativamente livre de problemas, exigindo pouco treinamento aos futuros usuários.

PRINCIPAIS PROBLEMAS ENCONTRADOS

Os problemas encontrados em oxímetros de pulso dividem-se em duas classes: problemas operacionais, relacionados à utilização incorreta do equipamento, e problemas funcionais, relacionados à ocorrência de defeitos internos ao equipamento.

A seguir encontram-se listados os problemas mais comuns, de acordo com cada uma das classificações acima.

Problemas operacionais

- Interferência causada por unidades eletrocicúrgicas
  As unidades eletrocicúrgicas (bisturis elétricos) geram correntes elétricas de alta freqüência, que podem causar interferências nos sensores ou cabos dos oxímetros. A maioria dos oxímetros tem circuitos de isolação ou dispositivos que interrompem temporariamente seu funcionamento durante a utilização de unidades eletrocicúrgicas. No entanto, alguns modelos "congelam" o último valor medido durante a interferência, fornecendo ao operador desavisado um valor que não corresponde à medida atual de saturação de oxigênio arterial.
- Alta intensidade luminosa ambiente
  Como os oxímetros medem sinais luminosos de intensidade muito baixa que atravessam a pele, os fotodetetores podem sofrer interferências geradas por outras fontes luminosas, como lâmpadas cirúrgicas, aquecedores de radiação e demais fontes luminosas. Usualmente são utilizadas coberturas opacas sobre os sensores, minimizando este tipo de problema. No entanto, sensores descartáveis costumam apresentar mais problemas desta natureza do que os reutilizáveis.

- Alteração dos níveis de vascularização no lóbulo da orelha
  Os níveis de vascularização do lóbulo da orelha podem variar dependendo do estado do paciente, como em casos de estresse psicológico ou choque, causando discrepâncias entre os níveis de oxigenação do lóbulo da orelha e do resto do corpo. Sendo assim, os operadores devem estar atentos aos sensores de posicionamento na orelha.
- Uso de sensores incompatíveis com o oxímetro
  Já foram detectados casos em que foram utilizados sensores incompatíveis com o oxímetro em questão, causando queimaduras nos pacientes, além da possibilidade de acarretar medidas incorretas (no caso de não ser detectado aquecimento nos sensores).
- Uso de oxímetros convencionais durante exames de MRI
  Como já citado anteriormente, existem oxímetros cujos cabos são compostos de fibras ópticas não condutivas, destinados à utilização durante exames de MRI. A utilização de oxímetros convencionais pode, além de gerar artefatos nas imagens de MRI, causar aquecimento dos cabos e dos sensores e causar queimaduras no paciente.
- Erros de medição por intoxicação de monóxido de carbono
  Há casos em que ocorre intoxicação por monóxido de carbono (CO), pois este composto se combina com a hemoglobina formando a carboxihemoglobina que é um composto estável e que tem a mesma coloração avermelhada da oxihemoglobina. Sendo assim, oxímetros de pulso não conseguem distinguir a oxihemoglobina da carboxihemoglobina, medindo a soma dos dois níveis de saturação. Quando há suspeita de intoxicação por monóxido de carbono, deve-se retirar amostra de sangue e recorrer à oximetria laboratorial apropriada para estes casos.
- Demais problemas
  Vários outros fatores podem afetar os valores medidos pelos oxímetros de pulso, como, por exemplo, injeções intravenosas de etileno azul ou indocaína verde. Esmalte de unhas também interferem nos sinais captados pelos sensores de dedos, bem como níveis extremos de anemia (baixa quantidade de hemoglobina) ou pele com alta pigmentação (barreira de alta opacidade aos feixes luminosos). Movi-

mentos do paciente que causem variações cíclicas do caminho percorrido pela fonte de luz podem também gerar artefatos. Alguns equipamentos exibem a onda pletismográfica, permitindo ao operador identificar artefatos desta natureza. Regiões corpóreas com vascularização comprometida também mascaram o resultado correto, sendo as principais causas: hipotermia, problemas de vascularização periférica, hipotensão, uso de drogas vasoconstritoras ou baixo débito cardíaco. Nestes casos, o mais aconselhável é o uso de sensores de reflexão. Outros fatores geradores de erros de medição são o uso de torniquetes, manguitos de pressão arterial ou infusões intravenosas na mesma extremidade de uso do sensor do oxímetro.

Problemas funcionais (defeitos)

A grande parte dos defeitos que ocorrem em oxímetros de pulso compreende danos nos cabos ou nos sensores. Estes defeitos geralmente ocorrem pelo desgaste natural, causado pelo manuseio destes componentes ou pela má utilização dos mesmos. É bastante comum a ocorrência de problemas como cabos partidos (sem continuidade elétrica), ocasionados por torções ou puxões, sensores defeituosos, desalinhados ou sem pressão de fixação por causa de quedas ou pancadas, além de conectores (dos cabos ou dos sensores) com mau contato, ocasionado pela soma dos fatores anteriormente citados.

ROTINAS E INSTRUMENTOS DE TESTES E CALIBRAÇÃO

A maioria dos equipamentos de oximetria de pulso já vem calibrada de fábrica, executando rotinas de autodiagnóstico (teste funcional) automaticamente depois que os equipamentos são ligados. No entanto, são necessárias calibrações preventivas de rotina ou quando há suspeita de algum mau funcionamento. Para isso, existem simuladores cuja função é testar a exatidão das medidas realizadas pelos oxímetros de pulso. Existem basicamente dois tipos de simuladores: o simulador de pulso e o simulador eletrônico. O primeiro (simulador de pulso) contém uma extremidade semelhante a um dedo, onde é acoplado o sensor do oxímetro em teste. Este dedo artificial contém um grau de opacidade e de pulsatilidade mecânica de acordo com a SpO_2 e freqüência cardíaca definidas pelo responsável

pelos testes. Já o simulador eletrônico é capaz de testar separadamente o conjunto cabo e sensor, e o console do oxímetro. Neste tipo de simulador há um conector para o cabo e o sensor, onde são feitos testes de condutividade elétrica e de funcionamento dos LEDs (vermelho e infravermelho) e do fotosensor. Há outro conector para o console do oxímetro, de forma que o simulador gera um sinal elétrico correspondente a um determinado nível de SpO_2 e freqüência cardíaca.

BIBLIOGRAFIA

BRONZINO, J.D. (ed.), **The Biomedical Engineering Handbook**. Boca Raton, Florida: CRC Press & IEEE Press, 1995. p.764-778 e p.1346-1352;

HORECKER, B.L., The absorption spectrum of hemoglobin and its derivatives in the visible and near infrared, **J. Biol. Chem.**, v. 148, p.173-182, 1943;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Oximeters, Pulse**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Oximeters, In Vitro, Multiwavelength**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

WEBSTER, J.G. **Medical Instrumentation, application and design**, 2nd ed., 1992. p. 752-792.

CAPÍTULO 15

SISTEMA DE ANESTESIA

Elaborado por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button
Colaboradores: Márcio Varani e Léria Rosane Holsbach

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 507

HISTÓRICO 508

FUNDAMENTOS DA ANESTESIA INALATÓRIA 511

SISTEMA DE ANESTESIA 512

Componentes do Sistema de Anestesia 512

Seção de Fluxo Contínuo 512

Sistema Respiratório 512

Ventilador Pulmonar em um Sistema de Anestesia 529

SEGURANÇA E MANUTENÇÃO DE SISTEMAS DE ANESTESIA 530

Riscos associados à utilização de sistemas de anestesia 531

Prevenção de acidentes e considerações sobre aquisição 539

Procedimento para verificação periódica 540

BIBLIOGRAFIA 544

INTRODUÇÃO

Anestesia é um estado do sistema nervoso central no qual a resposta a estímulos nocivos é suprimida reversivelmente. Poucos procedimentos cirúrgicos podem ser realizados sem a indução de anestesia geral. O moderno sistema de anestesia consiste de um conjunto de máquinas para administrar anestésicos e monitorar o comportamento do paciente.

Nas últimas décadas, os equipamentos de anestesia tornaram-se os mais importantes objetos na sala de cirurgia. Os médicos pioneiros que praticavam anestesias precárias, com uma máscara e um frasco de éter, ficariam pasmos em observar as modernas técnicas atuais. Nas intervenções cirúrgicas realizadas até meados do século XIX, o atributo mais importante de um cirurgião era a sua velocidade e não a sua perícia.

Nos equipamentos de anestesia disponíveis atualmente nos estabelecimentos assistenciais de saúde, os fluxos de gases são medidos com precisão e frações pré-determinadas de agentes anestésicos são aplicadas através de vaporizadores. A mistura de gases e vapor anestésico que entra no circuito do paciente pode ainda ser umidificada e aquecida. Monitores computadorizados mostram continuamente números e curvas que refletem o estado fisiológico do paciente e o desempenho do equipamento de anestesia.

O sistema de anestesia é responsável pela administração de gases e, ou vapores anestésicos ao paciente, através de ventilação mecânica. O sistema fornece gases anestésicos dos fluxômetros do aparelho de anestesia para a máscara ou a sonda oro-traqueal. Funcionalmente, é um equipamento através do qual o paciente respira. Um sistema adequadamente escolhido e utilizado é um meio conveniente e eficaz para fornecer gases anestésicos (oxigênio) e remover o dióxido de carbono exalado. Um sistema mal conservado ou inadequadamente utilizado, prolonga a indução e retarda a recuperação da anestesia, podendo ocorrer problemas de natureza respiratória.

Sistemas de anestesia que funcionam inadequadamente aumentam o risco para o paciente, além de mostrarem dados errados sobre o desempenho do equipamento e sobre o estado do paciente, induzindo no anestesiologista uma enganosa sensação de segurança. Defeitos e falhas

da aparelhagem causam incidentes que podem levar a lesões irreversíveis ou à morte.

HISTÓRICO

As primeiras tentativas de evitar a dor humana começaram com a utilização de papoula, mandrágora, meimendro e álcool. Denominava-se "esponja soporífera" a esponja impregnada com ópio, meimendro e mandrágora utilizada por Hipócrates e Galeno. Era empregada para produzir anestesia por inalação.

Sabe-se que os gregos já usavam substâncias para provocar o sono como declarou Homero na Odisséia. Tal beberagem talvez incluísse o lótus, que provocava o sono do esquecimento aos navegantes da Odisséia. Talvez o lótus a que se refere a Odisséia, fosse a fruta da jujuba africana, ou da urtiga do Sul da Europa.

De 1846 a 1850: Utilizava-se éter ou clorofórmio num pano dobrado.

De 1850 a 1906: Utilizava-se cones para administrar anestésicos. Os cones dessa época eram feitos com paredes de pano de lã e algodão (aparelho de Guy em 1870); de couro (aparelho de Rendle em 1870) ou de metal (cone de Sudek em 1900).

De 1876 a 1906: Utilizava-se sistemas fechados para administrar os anestésicos. O clorofórmio era muito potente para ser administrado pelo método "fechado", mas o desejo de se obter maior potência anestésica motivou a administração "fechada" do éter. O mais conhecido destes inaladores foi o de Clover, que foi empregado por um longo período pelos médicos europeus. Estes inaladores "fechados" administravam o éter com muitos efeitos colaterais: a concentração excessiva provocava salivação e secreção mucosa e causava deficiência de suprimento de oxigênio e acúmulo excessivo de gás carbônico no organismo do paciente.

Após 1870 alguns dos praticantes de anestesia aprovaram o uso de pequenos *containers* de metal para comprimir o óxido nitroso e oxigênio, mas os trabalhos foram limitados pelo custo do aluguel dos cilindros e da compra dos gases.

Como não existia válvula de redução, o gás escapou da pressão do cilindro para ser coletado num reservatório ou bolsa de respiração, que irá ser usado pelo paciente, para inalar o anestésico.

Mais tarde ainda, no século XIX, as máquinas de anestesia foram fabricadas na Europa e na América.

Três dentistas americanos, Samuel S White, Chales Teter e Jay Heidbrink desenvolveram a primeira série de instrumentos americanos para usar em cilindros de oxigênio e oxido nitroso comprimido.

Antes de 1900, a S. S. White Company modificou o equipamento da Hewitt e comercializou a máquina de fluxo contínuo, o qual foi aperfeiçoado por Teter em 1903.

De 1895 a 1945: Em 1895 voltou-se a empregar a anestesia "aberta" com éter, que somente teve aceitação geral de 1905 a 1910. O método era bastante satisfatório sendo utilizado até os nossos dias, embora atualmente tenha sido preterido pelos vaporizadores "inalatórios".

De 1867 a 1941: Utilizava-se a administração de vapor anestésico gerado num vaporizador mecânico.

De 1894 a 1945: Utilizava-se anestesia com gás. Pode-se dizer que a anestesia moderna a gás teve início quando se conseguiu a regulação eficaz da porcentagem de mistura do anestésico com o oxigênio.

Heidbrink incorporou as válvulas de redução em 1912 e no mesmo ano, importantes desenvolvimentos foram iniciados pelos médicos Frederick e Walter Boothby da Universidade de Harvard, que introduziram o medidor de fluxo através de borbulha permitindo uma precisão maior na proporção de gases e na taxa de fluxo. James Taylor Gwathmey, de Nova York, incorporou tais desenvolvimentos em uma máquina prática e portável que foi apresentada em um congresso médico em Londres, ainda em 1912.

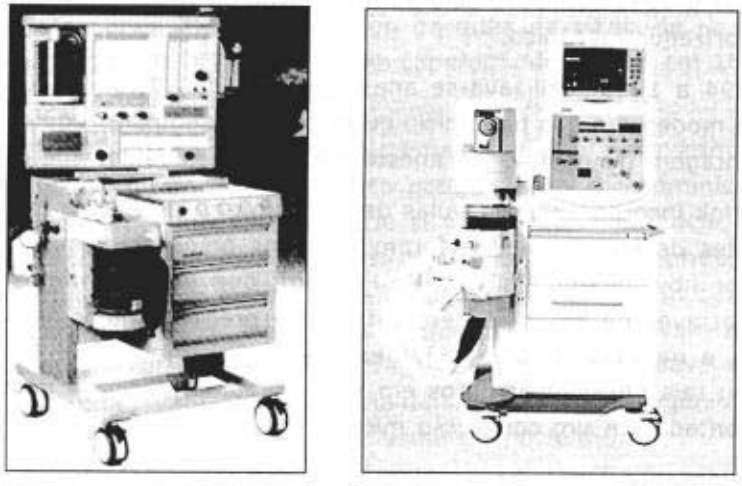
Paralelamente em Lubeck, Alemanha, Heinrich Draeger e seu filho Bernhaard adaptavam a tecnologia de gás comprimido (originalmente desenvolvida para equipamentos de minas) para éter e clorofórmio-oxigênio para anestesia.

Em 1910 Elmer Mckesson, um dos primeiros especialistas em anestesiologia dos Estados Unidos, desenvolveu uma série de máquinas a gás.

De 1920 a 1940 ocorreram grandes progressos na anestesiologia, decorrente de esforços de muitos pesquisadores e médicos.

De 1940 em diante, a anestesiologia foi reconhecida e aceita como especialidade científica e médica.

A introdução do assunto Segurança em Anestesia foi coordenada pelo American National Standards Institute (ANSI), Comitê Z 79, o qual foi responsável, desde 1956 até 1983, pela American Society of Anesthesiologists. Desde 1983 representantes da indústria, governo e profissionais da saúde têm encontros no Comitê Z 79 da American Society para realização de testes. Eles estabelecem metas voluntárias que podem tornar-se padrões nacionais aceitos para a segurança dos equipamentos de anestesia.



(a) (b)

Figura 1 — Vista geral de equipamentos de anestesia. (a) Takaoka e (b) Siemens.

FUNDAMENTOS DA ANESTESIA INALATÓRIA

Para uma substância qualquer produzir um efeito farmacológico desejado, uma dose adequada de um composto da substância de potência suficiente, deve ser administrada ao paciente e conduzida ao local de ação efetiva. Usualmente, a via de administração oral ou parenteral é utilizada na terapia com drogas. Entretanto os anestésicos inalatórios são únicos no sentido de que o trato respiratório é utilizado como meio de entrada da substância no corpo.

Embora o modo preciso de ação dos anestésicos não seja completamente compreendido, é claramente reconhecido que o local de ação primária é o cérebro. O objetivo na anestesia clínica é atingir uma pressão parcial adequada do anestésico no cérebro para que ele possa exercer o efeito desejado. O efeito varia de acordo com a concentração desenvolvida no cérebro. A concentração no tecido é o produto da solubilidade e da pressão parcial do anestésico nesse tecido. A solubilidade de um anestésico é considerada uma constante para fins práticos, porém a pressão parcial é mutável, controlando, deste modo, a concentração efetivamente presente no anestésico. A pressão parcial do anestésico no cérebro é indiretamente controlada pela composição da mistura gasosa inalada.

Pelo controle da composição da mistura gasosa inspirada, um gradiente de pressão é criado entre a atmosfera inspirada e a circulação sangüínea no cérebro, de modo que o anestésico flui ao cérebro ou volta dele, com os sistemas respiratório e circulatório servindo de dutos. Durante a indução da anestesia, a concentração desejada de anestésico é introduzida através de uma mistura de gases inspirada. Quando o anestésico chega aos alvéolos, um gradiente decrescente de pressão é criado entre a mistura inspirada e o gás alveolar e subseqüentemente no sangue arterial e no cérebro. Durante a recuperação, à medida que é permitido ao anestésico escapar para a atmosfera, ocorre uma inversão do gradiente de pressão, e o anestésico se desloca a favor do gradiente vindo do cérebro para o sangue, para o gás alveolar e finalmente para a atmosfera externa.

SISTEMA DE ANESTESIA

Componentes do Sistema de Anestesia

Os sistemas de anestesia fornecem uma mistura de gases com proporções variadas para controlar o nível de consciência do paciente durante a cirurgia. O paciente é anestesiado pela inspiração de uma mistura de oxigênio, óxido nitroso e um vapor de anestésico volátil.

Um sistema de anestesia deve ser tão leve quanto possível para ser facilmente deslocado. Não deve ter bordas ou pinos agudos e todos os controles devem ser claramente visíveis. É constituído de três partes: Seção de fluxo contínuo, Sistema respiratório e Ventilador (NBR 13730).

Seção de Fluxo Contínuo

Parte do aparelho que tem a função de misturar os gases e, ou vapores anestésicos para serem administrados ao paciente através do sistema respiratório (NBR 13730). Composto por: Fluxômetros e Vaporizadores.

Sistema respiratório

Conjunto de dispositivos que permite ao anestesista fornecer uma mistura de gases e vapores anestésicos ao paciente (NBR 13730). Classifica-se em:

- Sem absorvedor de CO_2
- Com absorvedor de CO_2

Ventilador

É o equipamento conectado às vias aéreas do paciente para promover ou completar a ventilação pulmonar (NBR 13763), devido à diminuição da respiração com a aplicação dos anestésicos. Para o estudo do funcionamento do ventilador, diagrama em blocos, tipos de ventiladores, etc, consultar material específico sobre Ventilador Pulmonar.

Além das três partes básicas citadas na norma brasileira, também podem ser incorporados ao sistema de anestesia:

- Sistema antipoluição;

- Instrumentos para monitorar o sistema de anestesia;
- Instrumentos e equipamentos para monitorar o paciente.

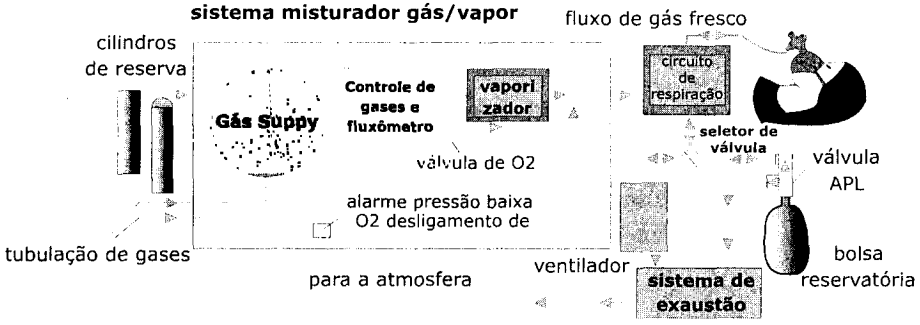


Figura 2. Diagrama em blocos simplificado de um Sistema de Anestesia.

Conceitos básicos

A seguir são apresentadas algumas nomenclaturas e conceitos básicos relacionados aos componentes de um sistema de anestesia.

Conexão e canalização de gases

O sistema de anestesia possui conexões rosqueadas ou do tipo engate rápido para conectar-se à rede de gases hospitalar. Todas as conexões devem ser identificadas com a cor padrão e, ou fórmula química ou nome do gás conforme NBR 11096. As conexões para cilindro também devem ser claras e atender a NBR 12510. A cada conexão de válvula plana deve ser associado um manômetro para indicar a pressão interna do cilindro.

As entradas de gases são padronizadas de acordo com a NBR-254 que estabelece, basicamente, requisitos de segurança para evitar trocas acidentais entre conexões de um e outro gás. As roscas para óxido nitroso, ar comprimido e oxigênio diferenciam-se entre si pelos diâmetros externos dos bicos de encaixe, o que garante o engate apenas da conexão do gás correspondente. A rosca de oxigênio, além de possuir diâmetro de rosca diferente, também tem bico de encaixe especial, isto evita trocas acidentais.

As pressões de entrada dos gases nos carrinhos (sistemas) de anestesia devem estar estabilizadas entre 3,5 a 4,0 Kgf/cm^2 (50psi) e devem ser reguladas através de válvulas reguladoras situadas no painel dos gases ou em alguns casos, nos próprios carrinhos.

Fazem parte da canalização: tubos, uniões, válvulas unidirecionais, conectores de controle de fluxo, alarmes pneumáticos e manômetros.

Entre a saída dos vaporizadores e a saída comum dos gases deve existir uma válvula de segurança que abra a uma pressão de 35 kPa.

Exceto onde as conexões não são intercambiáveis, o conteúdo de gás da canalização do aparelho deve ser prontamente identificável em cada junção. A canalização dos gases deve suportar, sem ruptura, pressão de duas vezes a pressão de trabalho.

Misturador de gases (Blender)

Dispositivo que recebe suprimentos separados de oxigênio e de outros gases medicinais e que fornece uma mistura destes gases em concentrações controladas pelo médico anestesista.

Saída comum de gases

Ponto identificado da seção de fluxo contínuo do aparelho, através do qual gases e, ou vapores anestésicos são liberados ao sistema respiratório.

Sistema de controle de fluxo

Mecanismo que permite o controle do fluxo dos gases.

Sistema de segurança contra falta de 0_2

Os equipamentos de anestesia devem ter um sistema que interrompa o fluxo dos gases quando a pressão de oxigênio se reduzir a um valor abaixo da pressão normal deste gás. Deve possuir também alarmes sonoros e visuais rotulados que sejam ativados quando a pressão de fornecimento de 0_2 reduzir-se a um valor abaixo da pressão de trabalho. Esses alarmes não poderão ser desligados e só serão desativados quando se restabelecer a pressão normal de oxigênio. Outra opção é manter um analisador de oxigênio ligado no aparelho para registrar a concentração de oxigênio na saída comum dos gases com alarmes.

Segundo a NBR 13730, o alarme (se houver alarme elétrico) deve soar pelo menos 7 (sete) segundos, após a interrupção do fornecimento de oxigênio e também após o restabelecimento da pressão do gás. Este alarme só deverá desligar-se com o restabelecimento da pressão de oxigênio.

O analisador de oxigênio deve emitir alarmes sonoros e visuais quando ocorrem concentrações abaixo de 21%.

Apresenta-se a seguir, a descrição de alguns dos sistemas comerciais automáticos de proteção contra a falta de fluxo e de pressão do oxigênio.

Sistema servomático de pressão e fluxo Takaoka

Neste sistema interrompem-se os fluxos de todos os outros gases quando a pressão de alimentação de oxigênio cai abaixo de 15 psi (103 kPa). Também é acionado automaticamente um alarme auditivo e visual de baixa pressão de oxigênio.

Este sistema foi projetado para garantir uma concentração nominal mínima de 25% de oxigênio na mistura oxigênio/N_2O.

Descrição do sistema: os fluxos de O_2 e N_2O passam, inicialmente, pelo sistema servomático de pressão e seguem então para o sistema servomático de fluxo, onde o *knob* de O_2 regula o fluxo deste gás e limita automaticamente o fluxo de N_2O para garantir uma concentração mínima de 25% de O_2. O fluxo de N_2O é regulado depois pelo botão de controle de N_2O. O Fluxo de N_2O encontra-se, portanto, submetido a uma dupla regulagem. A primeira pelo botão de O_2 através do servomático de fluxo, a segunda pelo botão de controle de N_2O.

Sistema de segurança Foregger

O sistema "Dual Guardian" garante uma concentração mínima de 25% de oxigênio na mistura oxigênio e N_2O limitando automaticamente o N_2O em função do fluxo de oxigênio. Este sistema interrompe todos os outros fluxos quando a pressão de oxigênio cai abaixo de um determinado valor. Foi o sistema pioneiro.

Sistema de segurança Ohmeda

O sistema "Link 25" garante uma concentração mínima de 25% de oxigênio para misturas gasosas contendo apenas oxigênio e N_2O. É

constituído por uma corrente interligando as válvulas de controle de fluxo de O_2 e N_2O no bloco de fluxômetros.

OBS: Vale lembrar que todos estes sistemas de segurança, apesar de reduzirem os acidentes de falta de oxigênio, não são absolutos e podem falhar.

Manômetro

É o instrumento que mede a pressão de um gás (menor e maior) em relação ao meio ambiente. Os instrumentos devem ser claramente identificados em seu mostrador, por cor, símbolo químico ou nome dos gases cuja pressão registram. A unidade é kPa. Os manômetros de alta e baixa pressão, para oxigênio e óxido nitroso, têm escalas em kgf/cm^2 e kPa. Nos aparelhos de anestesia devem ser usados somente manômetros do tipo aneróide, digital ou linear.

Cada conexão de gás fornecido por cilindros de válvula plana, deve ter manômetro próprio ou outro indicador de conteúdo, sendo que a pressão máxima indicada pelo manômetro deve ser de 33% a 100% maior que a pressão máxima permitida no cilindro do gás. A pressão máxima considerada é a pressão de enchimento a 21º C medida à temperatura de 50º, exceto para o óxido nitroso e gás carbônico.

- Manômetro de baixa pressão de oxigênio: indica a pressão de oxigênio liberado para a válvula reguladora interna do equipamento a partir da fonte de alimentação do equipamento.
- Manômetro de baixa pressão de óxido nitroso: indica a pressão de óxido nitroso existente a partir da fonte de alimentação do equipamento.
- Manômetro de alta pressão de oxigênio: indica a disponibilidade de gás no cilindro reserva de oxigênio.

Válvulas unidirecionais

Válvulas que só permitem o fluxo de um fuido em uma única direção (NBR 10012).

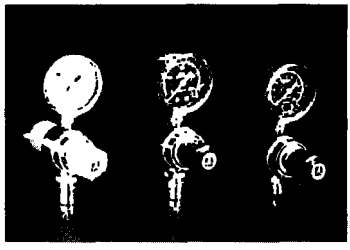
Quando usada na canalização, tem a função de impedir o fluxo reverso do gás, já a válvula de Oxigênio, tem a função de impedir o retorno deste gás à fonte principal, enquanto a válvula de Óxido Nitroso, tem a função de impedir o retorno deste gás a fonte principal no caso de falta na fonte.

Válvula direcional

Válvula destinada a controlar o fluxo de um fluido em determinada direção (NBR 10012).

Válvulas reguladoras de pressão

Dispositivo que reduz e controla a pressão de um gás, mantendo uma pressão constante de saída mesmo sob a ação de pressões e fluxos de admissão diferentes. Chamada também válvula redutora. Alguns tipos são mostrados nas figuras a seguir.

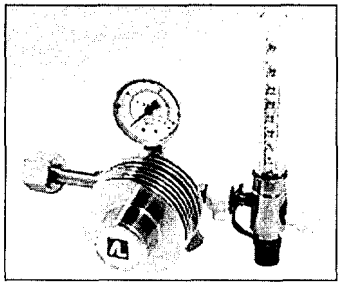


Pressão de entrada: 20 kgf/cm2 (máxima)

Pressão de saída: 0 a 5 kgf/cm2 (ajustável)

Vazão: 180 1/min

Figura 3 - Reguladores de pressão para posto em rede canalizada: A = ar comprimido, B = Óxido Nitroso, C = Oxigênio.

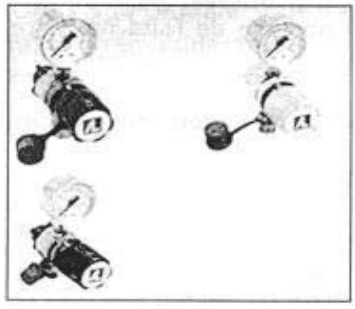


Pressão de entrada: 200 kgf/cm2 (máxima)

Pressão de saída: 3,5 kgf/cm2 (ajustável)

Vazão: 15 l/min

Figura 4 - Reguladores de pressão com fluxômetro para cilindro (Air liquide).

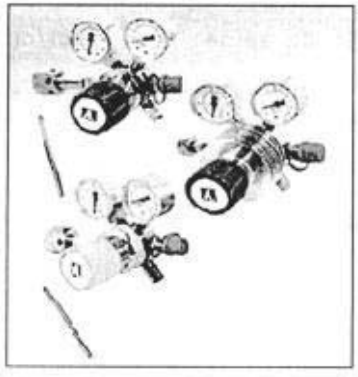


Pressão de entrada: 0 a 300 kgf/cm2

Pressão de saída: 3,5 kgf/cm2

Vazão: 60l/min

Figura 5 - Reguladores de pressão fixa para cilindros (Air Liquide)

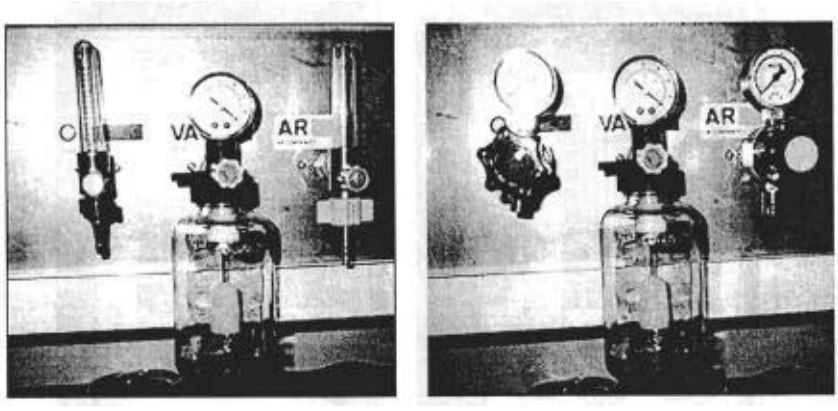


Pressão de entrada: 300 kgf/cm2

Pressão de saída: O a 10 kgf/cm2 (ajustável)

Vazão: 30 m3/h

Figura 6 - Reguladores de pressão ajustáveis para cilindros Ar comprimido, Oxigênio e Óxido Nitroso



(a) (b)

Figura 7 - (a) Painel com fluxômetro de parede de oxigênio, uma válvula com frasco de vácuo e uma de ar (White Martins). (b) Válvula redutora de oxigênio, uma válvula rede com frasco de vácuo e uma válvula redutora de ar comprimido (White Martins).

Seção de Fluxo Contínuo

Fluxômetro

O bloco de fluxômetros é o conjunto de fluxômetros que permite a mistura de gases em concentrações e fluxos adequados. São dotados de válvulas e dispositivos de segurança.. O sistema de controle de fluxo deve ser próprio para saída comum dos gases. Se existir mais de um fluxômetro para um mesmo gás, os fluxômetros devem possuir uma única válvula de controle. O controle de fluxo do oxigênio deve ser distinguido fisicamente dos demais, mas não deve ser menor que os demais controles. Os controles devem obedecer às normas brasileiras e serem claramente identificáveis com as cores padronizadas e as fórmulas químicas.

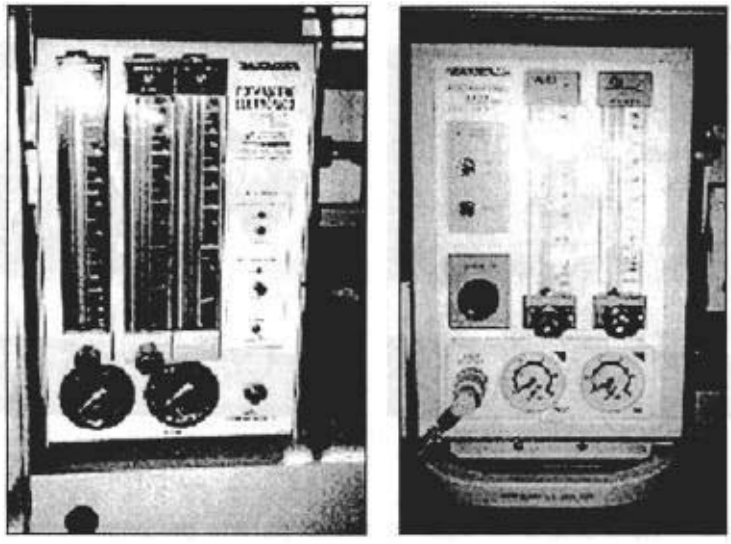


Figura 8 - Fluxômetro de ar comprimido (Takaoka) e um fluxômetro de oxigênio (Takaoka) usado em painéis de sistemas de anestesia.

Após a entrada, os gases passam pelas válvulas reguladoras de pressão onde as pressões das redes são reduzidas. Os gases passam pelos sistemas servomático de pressão e servomático de fluxo seguindo para as válvulas de agulhas. Os fluxos dos gases são misturados antes da conexão de saída, sendo então enviados ao vaporizador. Após a adição dos elementos vaporizados, a mistura gasosa retorna ao bloco de fluxômetros para seguir até a saída comum dos gases.

Figura 9 - Fluxômetros de oxigênio e de ar comprimido (Air Liquide).

O fluxômetro é constituído por um tubo cônico transparente, uma esfera (flutuador) e uma escala calibrada. Permite uma distribuição uniforme do fluxo de gás em torno do flutuador e com as válvulas de agulha pode-se variar o fluxo desejado.

Medem o fluxo de fluidos (líquidos ou gases). Com baixos fluxos, o gás passa por uma região que equivale a um "tubo" (espaço entre o flutuador e a parede do fluxômetro), enquanto que com alto fluxo, o gás passa por uma região considerada como orifício, pois como o fluxômetro é cônico, a região compreendida entre o flutuador e a parede do fluxômetro nas regiões superiores do fluxômetro se comporta como um orifício. Os fluxômetros são calibrados para determinadas condições ambientais e para cada gás especificamente. Não se deve utilizar um fluxômetro calibrado para determinado gás, com outro. Lembre-se que dois gases podem ter densidades semelhantes, mas viscosidades diferentes. Como conseqüência, com altos fluxos (turbilhonares) podem ser utilizados no mesmo fluxômetro, porém com baixos fluxos (laminares) estacionários incorre-se em erro.

Quando existem dois fluxômetros para um mesmo gás deve estar registrado fluxo baixo e fluxo alto. Cada fluxômetro deve ser calibrado em

L/min. A calibração deve ser feita sob condições normais de temperatura e pressão (20 ± 1)°C, 760 mmHg.

Fluxômetros não-compensados a pressão

São empregados obrigatoriamente nos equipamentos de anestesia. A válvula de agulha localiza-se na entrada do fluxômetro. Um aumento da resistência na saída do fluxômetro resulta na compressão do gás, levando a uma leitura menor que a real.

Fluxômetro compensado a pressão

São empregados em oxigenoterapia. A válvula de agulha localiza-se na saída do fluxômetro e o fluxômetro trabalha pressurizado à pressão de alimentação. São calibrados para pressões de 3.5 kgf / cm^2.

Vaporizador

O vaporizador é usado para fazer a mudança do estado físico de um agente volátil de líquido para vapor e diluí-lo em concentrações compatíveis com a utilização clínica. O vaporizador deve liberar de maneira quantificada e controlada o fluxo de gases que vai para o paciente. Os anestésicos inalatórios são halotano, enflurano, isoflurano, desflurano e sevoflurano. São líquidos voláteis à temperatura e pressão ambientes e devem ser transformados em vapor para uso clínico. O Óxido Nitroso é usado para potencializar o agente anestésico inalado pelo paciente.

À medida que a vaporização ocorre, por um processo que consome energia, a temperatura do líquido diminui e a vaporização também (quanto menor a temperatura, menor será a pressão de vapor). A pressão de vapor de um anestésico eleva-se quando é aquecido e cai quando é esfriado. Portanto, é necessário que essa perda seja minimizada. O uso seguro de vaporizadores para esses agentes, exige um conhecimento de vaporização de acordo com a teoria cinética da matéria que as compõe.

Umidificação

O ar que passa através do nariz a caminho dos pulmões é submetido à função de condicionamento do ar das vias aéreas superiores, que consiste no aquecimento, umidificação e filtração. Umidificação é o processo de acrescentar umidade (vapor d'água) a um gás, assumindo uma importância

clinica especial porque o paciente está respirando gases anestésicos secos que podem produzir efeitos prejudiciais como a perda de calor.

Tipos de vaporizadores

A figura 10 mostra os tipos de vaporizadores mais utilizados no Brasil:

(A) Vaporizador universal com fluxômetro (Takaoka);

(B) Vaporizador universal com fluxômetro eletrônico microprocessado (Takaoka);

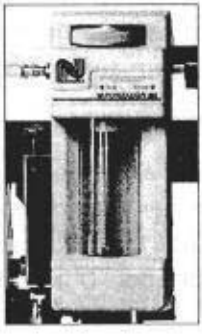
(C) Vaporizador calibrado;

(D) Vaporizador universal sem fluxômetro (Narcosul).

10A

10B

10C



10D

Vaporizador calibrado

O vaporizador calibrado permite estabelecer a concentração desejada de agente anestésico volátil. É calibrado especificamente para cada agente anestésico. A regulagem da concentração é feita através de um dial graduado que altera a proporção do gás que flui através do desvio para o que flui através da câmara de vaporização dispensando cálculos. A unidade é definida como o número de unidades de volume de um gás em relação a 100 unidades de volume da mistura total de gás. Este tipo de vaporizador é calibrado no sistema de ventilação em volumes percentuais, evitando a necessidade de cálculos. Ele possui compensação automática de temperatura e fluxo. É normal a faixa de temperatura na qual a calibração permaneça efetiva variar de 15 °C a 30 °C. A norma técnica dentro desses limites estipulados pelo fabricante não deve apresentar variação maior que 20% para mais ou para menos da concentração liberada em cada ponto da escala. Cada vaporizador calibrado é destinado especificamente a um determinado tipo de agente anestésico. Dependendo do fabricante do vaporizador este deve ser calibrado de 6 a 12 meses para que as porcentagens sejam exatas. O fluxo total é proveniente do bloco de fluxômetro, após entrar no vaporizador é dividido em duas partes:

Fluxo da câmara - Parcela do fluxo total regulada pelo ajuste de controle do vaporizador e pelos sistemas automáticos de compensação, sistemas estes regidos pela temperatura do fluxo. Este fluxo atravessa a câmara de vaporização, onde se satura com vapor de agente anestésico.

Fluxo Diluente - Parcela do fluxo total que se segue diretamente para a saída do vaporizador, sem ter contato com o anestésico.

Vaporizador com fluxômetro

A concentração de anestésico é controlada por fluxômetro. Esses vaporizadores podem ser usados com todos agentes anestésicos voláteis e com todos os fluxos, incluindo os empregados para técnicas de fluxo baixo e sistema fechado. O método de vaporização empregado é o borbulhamento.

O fluxômetro controla a concentração, ajustando o fluxo de gás que promove a vaporização. A concentração de anestésico a ser administrado ao paciente deverá ser obtida pela variação do fluxo de borbulhamento e

do fluxo diluente. Se aumentar o fluxo de borbulhamento, aumenta a concentração final, se diminuir o fluxo, diminui a concentração final, logo, o fluxo de borbulhamento é diretamente proporcional à concentração final. O fluxo diluente ou fluxo total é inversamente proporcional à concentração final. A diminuição de temperatura do anestésico faz com que sua pressão de vapor diminua. Como a temperatura volátil diminui durante o processo de vaporização, esses vaporizadores possuem termômetros para possibilitar alterar os fluxos de borbulhamento e de diluição, para manter a concentração constante na saída. Obtém-se uma vaporização eficaz aumentando a superfície disponível para vaporização através de uso de bolhas muito pequenas.

Vaporizador sem fluxômetro

O aparelho não permite conhecer previamente a concentração de anestésico administrado ao paciente em determinado intervalo de tempo, mas permite, por consumo do anestésico, determinar a concentração média. A concentração é aumentada ou diminuída através de sinais clínicos do paciente ou de um analisador de gases. É chamado tipo universal por permitir ser usado com qualquer agente anestésico volátil. Possui uma câmara de vaporização de vidro e à medida que a vaporização se processa, a temperatura do líquido restante cai e a concentração liberada não se mantém constante.

Utiliza-se o método de borbulhamento para promover a vaporização e um desvio de duas correntes de fluxo para regular a concentração. Uma, de fluxo diluente, dirige-se à saída do vaporizador e outra, de fluxo de borbulhamento que segue para a câmara de vaporização, onde flui através do líquido anestésico provocando o borbulhamento.

Sistema respiratório

A seção do sistema respiratório é constituída de tubos, conexões, válvulas e balão de anestesia e permite ao anestesista fornecer uma mistura de gases e vapores anestésicos provenientes do equipamento de anestesia.

São classificados em: Sem absorvedor de CO_2 (sistema aberto) e com absorvedor de CO_2 (sistema fechado). Ambos podem ser avalvulares ou valvulares, como é apresentado a seguir.

Sistema respiratório sem absorvedor de gás carbônico (CO_2)

O sistema sem absorvedor de CO2 não possui o componente químico capaz de reagir com CO2 para eliminá-lo do sistema. Estes sistemas podem ser valvulares e avalvulares. Normalmente são utilizados em anestesia pediátrica.

Sistemas avalvulares

Consistem de reservatório, tubo corrugado, entrada para o fluxo de gases frescos, tubo para conexão com paciente, válvulas de escape (*pop-off*). Estes sistemas permitem a eliminação do excesso de gases expirados para atmosfera ou para um sistema antipoluição.

São caracterizados pela ausência de válvulas para direcionar o fluxo dos gases dentro ou para fora dos pacientes (figura 11).

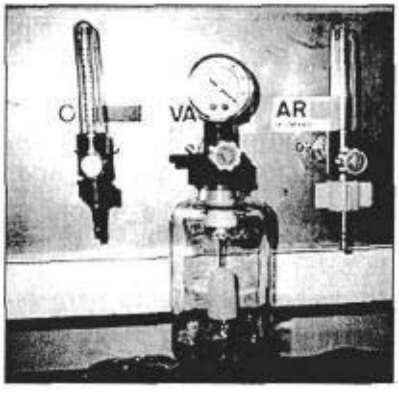


Figura 11 - Sistema respiratório (de Ventilação) aberto avalvular.

Sistemas Valvulares

Possuem na sua constituição uma válvula ins-expiratória, que é única, funcionando como válvula inspiratória ou como válvula expiratória.

Não há mistura de gases inalados e exalados depois da máscara facial ou do tubo endotraqueal. O espaço morto mecânico do sistema, ou seja, o

volume de gases expirados que o sistema respiratório do equipamento permite que seja reinspirado, sem que haja uma alteração substancial do teor de CO2, é igual ao espaço morto da válvula.

Sistema respiratório com absorvedor de gás carbônico (CO_2)

O sistema respiratório, neste caso, contém um absorvedor de CO_2. Um sistema valvular ou não, determina um fluxo unidirecional de gases, separando os gases inspiratórios dos expiratórios. É composto de: absorvedor, absorvente, entrada de gases frescos (é a conexão do sistema respiratório através da qual a mistura de gases proveniente da seção de fluxo contínuo do aparelho de anestesia entra no sistema), válvula unidirecional, válvula de escape, traquéias, peças em Y, bolsa reservatório, manômetro de pressão, circulador e filtro antibacteriano. O recipiente que contém o absorvente é denominado canister. Suas paredes devem ser de material transparente para permitir a observação da cor do absorvente e saber quando será trocado.

Os absorvedores mais modernos possuem dois canisters (figura IV.9), colocados em oposição e intercambiáveis. Após a exaustão do absorvente, que pode ser acompanhada por sua mudança de cor, o canister inferior, contendo absorvente parcialmente usado, é deslocado para cima e o canister com absorvente fresco passa ocupar a posição inferior.

Absorvente de CO_2

Há dois tipos de absorventes: cal com hidróxido de bário e cal com hidróxido de sódio (cal sodada). No Brasil o mais usado é cal sodada. Sua função é retirar CO_2 da mistura a ser inalada pelo paciente através de reação de neutralização, onde a base é um hidróxido e o ácido é o acido carbônico. A reação do CO_2 com a cal sodada ou com outro absorvedor qualquer é uma reação química exotérmica, com formação de água. O calor e a umidade gerados são incorporados aos gases inspirados pelos pacientes, climatizando-os.

Figura 12 - Sistema de ventilação (respiratório) com absorvente de CO2.

Sistema Anti-poluição

É o sistema para coletar e remover o gás expirado e o excesso de vapores anestésicos, liberados de válvulas ou saídas de equipamentos, usados para administrar anéstésicos sob condições normais de operação ou exalados pelo paciente quando conectados a tais equipamentos.

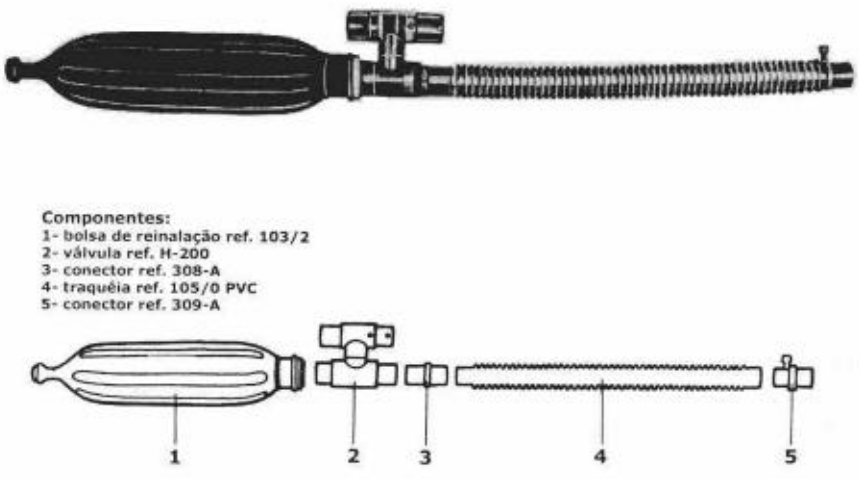


Figura 13 - Sistema anti-poluição

Ventilador Pulmonar em um Sistema de Anestesia

A avaliação e o controle da ventilação pulmonar é parte integrante da prática anestésica devido à depressão respiratória relacionada com a dose que é parte da farmacologia dos atuais anestésicos de inalação. O ventilador de anestesia tornou-se um acessório importante para o sistema de respiração anestésico possibilitando uma ventilação confiável.

O Ventilador pulmonar é um dispositivo automático que é conectado às vias aéreas do paciente para aumentar ou prover a ventilação ao paciente (NBR13763).

A ventilação artificial deve propiciar o fornecimento de gases umidificados, aquecidos e não poluídos às vias aéreas e é usada para exercer duas

funções básicas:

- Manutenção da ventilação alveolar apropriada para suprir as demandas metabólicas do paciente. Portanto, busca promover uma eliminação adequada de CO2 e uma oferta suficiente de 02 para manter o equilíbrio acido-básico.
- Manutenção de volumes e das características elásticas dos pulmões para impedir a deterioração da mecânica pulmonar.

Um ventilador deve ser capaz de insuflar os pulmões do paciente (fase inspiratória), permitir a deflação pulmonar (fase expiratória) e deter o processo de inspiração para iniciar a expiração (ciclagem da fase expiratória para a fase inspiratória) e determinar a expiração para iniciar nova fase inspiratória (ciclagem da fase expiratória para a fase inspiratória).

Em anestesia, na maioria dos casos, a ventilação mecânica é realizada por ventiladores que geram pressão positiva nas vias aéreas (IPPV) e são do tipo controladores. Um controlador é um ventilador que infla os pulmões do paciente, independente do seu esforço inspiratório, realizando assim o controle total da ventilação.

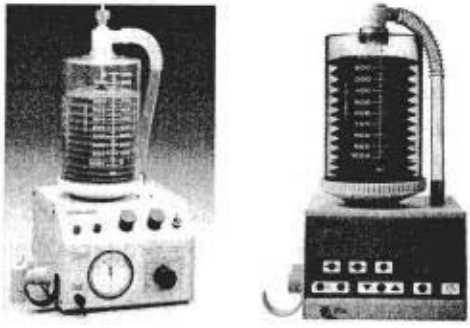


Figura 14 - Dois modelos de ventiladores para anestesia da Takaoka.

O ventilador para anestesia conta com um fole dentro de uma campânula transparente para a dosagem do volume corrente que será enviado ao paciente. O espaço interior do fole encontra-se em contato com o circuito pneumático de acionamento do fole, movimentando-se de acordo com as diferenças entre suas pressões. No início de uma fase inspiratória, o fole encontra-se distendido e preenchido com os gases a serem enviados ao paciente. O circuito de acionamento do fole envia um fluxo de oxigênio ou ar comprimido que entra no espaço compreendido entre o fole e a campânula, gerando um aumento de pressão que causa o deslocamento do fole. O volume de gases contido no interior do fole é então introduzido no sistema respiratório. Na fase expiratória, o dispositivo exerce a força de retorno do fole, o qual sobe sendo preenchido pelos gases que entram no ventilador através de conexões.

O assunto Ventilador Pulmonar é bastante vasto e indica-se a leitura do material completo.

SEGURANÇA E MANUTENÇÃO DE SISTEMAS DE ANESTESIA

Uma manutenção inadequada em uma unidade de anestesia pode causar lesões e morte para o paciente e para o pessoal do Hospital.

Se a unidade de anestesia usa agentes anestésicos inflamáveis, todo o cuidado é requerido. Vazamentos de gás podem afetar a exata proporção

do gás injetado no paciente e acarretar estados de cianose, bem como, acumular produtos voláteis na sala cirúrgica.

Os níveis de traços de anestésicos podem causar danos à saúde se os operadores ficarem expostos a estes na sala cirúrgica, bem como, complicações na gestação de uma criança.

A ligação inadequada do suprimento de gás, falhas nos alarmes, nível baixo na pressão de oxigênio e calibração errônea dos indicadores de misturas de gases, podem causar fatalidades.

Por causa dos enganos, pode haver severas conseqüências, de modo que, a operação e manutenção das unidades de anestesia devem ser feitas somente por pessoas com conhecimento destas e suas funções.

Portanto, observa-se a necessidade de haver manutenções preventivas regulares e um estoque de peças para manutenção, principalmente, de válvulas e partes de borrachas, pois estas são as que sofrem maiores desgastes.

Riscos associados à utilização de sistemas de anestesia

Os acidentes envolvendo anestesia, apesar de poderem ser evitados com procedimentos simples e triviais, continuam ocorrendo com freqüência. É impossível listar todos os riscos concebíveis, entretanto os mais comuns e sérios serão analisados. Muitos envolvem modelos de equipamentos obsoletos (ainda em uso) ou situações peculiares, que têm causado modificações nos projetos, feitas pelos fabricantes, para eliminar e reduzir tais riscos.

Hipoxemia (falta de oxigênio)

É uma temerosa complicação, tendo como conseqüências ao paciente a morte ou lesões (danos) cerebrais. O dano depende do grau de hipoxemia e o tempo de duração da mesma. Nem pressão sangüínea ou freqüência cardíaca são indicadores confiáveis do estado de hipoxemia. O significado fisiológico é qualquer estado em que uma quantidade inadequada de oxigênio está disponível para ou é utilizada por tecidos, seja qual for a causa ou intensidade.

Os aspectos que envolvem a hipoxemia, normalmente estão relacionados diretamente a problemas com o suprimento de oxigênio, dentre os quais são destacados:

Problemas com a linha de tubos:

- Pressão de trabalho insuficiente;
- Mau funcionamento de válvulas reguladoras de pressão; Falha do sistema de alarme de baixa pressão;
- Alarme de baixa pressão funciona, mas a equipe não sabe o que fazer;
- Fechamento acidental da válvula de alimentação do centro cirúrgico;
- Vazamento de oxigênio nas conexões ou dobra na mangueira de alimentação;
- Ausência de manutenção preventiva em equipamentos e instalações de gases medicinais;
- Manômetros não aferidos indicam erroneamente a existência de gás em cilindros vazios.

Problemas com cilindros:

- Quando a tubulação principal não está em uso ou falhar: o acidente pode ocorrer se os cilindros reservas não estiverem cheios. Deste modo, uma forma de evitar este risco é utilizar duplos cilindros junto aos equipamentos de anestesia. É de importância vital a verificação da pressão dos cilindros antes de se iniciar a anestesia;
- Desconhecimento do manuseio: além de se dispor de cilindros cheios nas salas de cirurgia, o pessoal envolvido em cirurgias deve saber manuseá-los corretamente;
- Instalação imprópria: quando a instalação de cilindros é feita por pessoal inexperiente e não treinado, acidentes podem ocorrer na substituição (regulagem imprópria da válvula redutora de pressão, Remoção incompleta da capa protetora contra poeira ou mesmo conexão em tomadas de gás incorretas);

- Problemas na válvula do cilindro: cilindros cheios podem ter suas válvulas danificadas, impedindo a liberação correta do gás;

Problemas com o equipamento:

- Muitas tubulações de conexão internas e externas de equipamentos de anestesia são feitas de plástico podendo ser deformadas (dobradas) impedindo a passagem adequada de gás;
- Problemas relativos aos usuários: a não compreensão dos dispositivos de proteção dos equipamentos de anestesia por parte do usuário constitui um sério risco;
- Válvula de segurança para falha no oxigênio: esta válvula é projetada para eliminar o fluxo de óxido nitroso quando há falta de oxigênio. Entretanto, esse dispositivo não garante que o fluxo de gás seja adequado, pois depende somente da pressão. Estudos do funcionamento de cada dispositivo deste tipo devem ser adequadamente feitos na ocasião da aquisição desse equipamento;
- Dispositivos de alarme: os dispositivos de alarme integrados à maioria dos equipamentos são do tipo sonoro ou visual. No caso da válvula de segurança, são acionados por intermédio de pressão, não monitorando fluxo, o que cria uma falsa idéia de segurança. Além disso, existe o fato de que alguns deles podem ser desligados ou usarem bateria, o que permite mais duas possibilidades de falha. Outros tipos de alarme são soados utilizando-se o próprio fluxo de gases anestésicos, o que aumenta o consumo e deixa de atuar em caso de falha simultânea do anestésico e oxigênio.
- Variações na pressão do suprimento de óxido nitroso: variações de pressão podem ocorrer e causar com isso uma alteração na concentração de óxido nitroso em relação ao oxigênio, causando hipoxemia;
- A liberação de outros gases, que não o oxigênio, pode ocorrer devido a alterações na cor dos cilindros ou erro na colocação de identificação do mesmo;
- Ligações cruzadas entre diferentes sistemas de gases podem surgir, principalmente na execução de reformas ou reparos. Dentro das salas

de cirurgia, as tomadas de gás podem ser erroneamente instaladas, fato que obriga uma inspeção antes da liberação da rede para o uso. Estas ligações cruzadas podem acontecer inclusive dentro do próprio equipamento, na ocasião da montagem pelo fabricante ou equipe de manutenção do hospital;

- Problemas com fluxômetros: a hipoxemia pode ocorrer quando a vazão de oxigênio liberada pelo fluxômetro for reduzida ou interrompida. A interrupção é comum quando o usuário fecha o fluxo de oxigênio ao invés de fechar o óxido nitroso. Outro risco é a falta de calibração ou aferição dos fluxômetros por serviços independentes possuidores de padrões nacionais destas grandezas físicas. Se o tubo do fluxômetro de oxigênio partir ou permitir vazamento na sua parte superior, o volume total que chega ao paciente será diminuído. Caso o vazamento ocorra após o fluxômetro, a diminuição do fluxo não será sentida pelo mesmo. Lembre-se que a leitura do fluxômetro deve ser feita na metade do diâmetro da esfera. Quando o fluxômetro não está calibrado, os gases anestésicos podem ser liberados em excesso ou oxigênio em falta. É importante lembrar que a precisão dos fluxômetros diminui com a diminuição do fluxo. Algumas causas de perda de exatidão em fluxômetros se devem à sujeira, graxa, óleo que, ao entrarem no sistema, prendem ou danificam o marcador.

Hipercapnia (excesso de CO_2)

Pode acontecer se a remoção de dióxido de carbono, pelo processo de respiração, não for adequada. Nem pressão sangüínea, nem freqüência cardíaca são indicadores confiáveis de uma situação de hipercapnia. Felizmente, concentrações excessivas de dióxido de carbono levam mais que poucos minutos para causar efeitos adversos. As causas mais comuns desta falha são:

Falha de absorção ou do absorvente:

- O absorvente tem a finalidade de reter o óxido de carbono proveniente dos gases exalados do paciente. Quando totalmente saturados, a mudança de cor que nele ocorre indica necessidade de troca, pois o mesmo não se liga mais ao dióxido de carbono.

- Quando a colocação do absorvente não é feita adequadamente (pouco compactado), canais poderão ser formados dentro do reservatório, impedindo que sua saturação seja observada. Para evitar esse acidente, deve-se certificar que o absorvente esteja bem compactado e que os gases exalados circulem por todo o reservatório.

Falta de passagem pelo absorvedor:

- Muitos equipamentos possuem circuitos específicos que são usados para troca de absorvente. Estes desviam o fluxo principal para outro reservatório de absorvente enquanto, o anterior é completado.
- Este sistema também pode ser usado para desviar para o ambiente, o fluxo de gases com altas concentrações de dióxido de carbono, fato que pode ocorrer no final de uma cirurgia. Caso na próxima cirurgia, o fluxo de gases não seja desviado para o absorvedor, ocorrerá hipercapnia.

Hipoventilação

Problemas com o equipamento podem levar ao paciente uma qualidade de ventilação inadequada, principalmente, retenção de dióxido de carbono e hipoxemia. Efeitos adversos podem aparecer em poucos minutos. Ventilação inadequada pode advir em vários graus e não é necessariamente uma má função do equipamento.

A detecção precoce da hipoventilação é essencial, mas é habitualmente errônea. A monitoração dos sinais vitais nem sempre detecta os efeitos nocivos da ventilação inadequada de modo rápido o bastante para evitar complicações.

Observar o movimento do tórax freqüentemente é recomendável, mas não pode ser utilizado em todos os casos. O ruído e a movimentação do pulmão do fole do ventilador podem não se alterar significativamente, mesmo se uma grande parte do volume corrente for perdida para o meio ambiente.

Embora o uso do estetoscópio seja confiável, em casos de entubação prolongada ou na presença de elevado ruído de fundo, seu uso não apresenta a segurança desejada. O meio mais satisfatório de se acessar a adequação da ventilação é através da análise dos gases sangüíneos (oximetria) e a monitoração do volume de dióxido de carbono exalado.

As causas básicas de hipoventilação são os problemas inerentes aos equipamentos, tais como falha no ciclo e dos dispositivos de proteção, desligamento acidental, liberação de um volume corrente menor que o ajustado, falha no fornecimento de gases frescos, desconexões acidentais e bloqueio no ramo inspiratório.

Hiperventílação

Um furo no fole do equipamento ou fabricação imprópria do mesmo pode causar hiperventilação pelo acréscimo do volume corrente pré-ajustado. Um investigador determinou que quando óxido de nitroso é o principal gás a circular pelo ventilador, o volume do gás liberado é dramaticamente aumentado.

Pressão excessiva

Casos de alta pressão no trato respiratório do paciente, transmitida através do sistema de suporte ventilatório (respiradores), ocorrida durante os procedimentos de anestesia, têm sido relatados . Em adição à interferência com a adequada ventilação, a alta pressão pode causar barotrauma e efeitos adversos no sistema cardiovascular.

Mudanças neurológicas e possibilidade secundária de embolismo cerebral por ar têm sido expostas. Danos irreversíveis ao paciente podem acontecer em segundos.

Como causas básicas de pressão excessiva, citamos falha da válvula de alívio para alta pressão, falha no ajuste do alarme da pressão máxima permissível ou mesmo obstrução do ramo expiratório, que aumentarão muito a pressão dos pontos anteriores à obstrução. A prevenção, para acidentes envolvendo alta pressão, é construir, de acordo com as características de cada equipamento, um programa de testes e verificações antes do uso.

Aspiração de substâncias estranhas

A inalação de resíduos de absorvente pode causar respiração difícil, bronco-espasmo, laringoespasmo, tosse e diminuição da complacência pulmonar. Resíduos de absorvente são gerados no “canister” e são levados pela tubulação inspiratória. Isto pode ocorrer quando o balão está posicionado no lado expiratório, uma vez que se for pressionado gás à alta velocidade num sistema com recirculação do ar expirado, resíduos do

absorvente serão introduzidos na tubulação inspiratória através do absorvedor. Uma sobredistensão do balão é uma repentina liberação de pressão através do "Y", quando o sistema está sendo verificado quanto ao vazamento. Pode forçar uma nuvem de poeira dentro do sistema de respiração. O projeto de certos sistemas, que possuem a entrada de gases frescos através do fundo do absorvedor, pode contribuir com o problema.

A inalação de poeira é menos possível utilizando-se "canisters" de diâmetros maiores, o que reduzirá a velocidade do fluxo, ocasionando menor turbulência no sistema. O problema de inalação de poeira pode ser evitado através da colocação de um filtro no lado inspiratório do circuito, posicionando a bolsa reserva no ramo inspiratório, aliviando a pressão na válvula de segurança na realização de inspeções de vazamentos. Deve-se, ainda, agitar o "canister" antes de colocá-lo em uso, para remover poeira.

Equipamentos esterilizados com óxido de etileno e não aerados adequadamente irão possibilitar a difusão de óxido de etileno residual nos pulmões do paciente. De outro modo, se tubulações umidificadas forem esterilizadas com óxido de etileno, teremos a formação de etileno glicol e conseqüentemente, inalação do mesmo.

Um problema que aparece em hospitais, com sistema de tubulações reformado ou recém instalado, é o arraste de matéria particulada ou gases provenientes de solda pelo equipamento, com posterior contaminação do paciente.

Overdose de agente anestésico

Uma overdose de agente anestésico pode resultar em hipotensão, ataque cardíaco ou arritmias. A extensão do perigo depende de como o paciente é exposto a estas concentrações e durante quanto tempo. Se o anestésico na forma líquida é introduzido na linha de gases frescos, uma situação letal pode resultar ao paciente.

As causas desse tipo de acidente são vaporizador sobrecarregado, vaporizador inclinado de modo a permitir que anestésico líquido escoe pelo ramo inspiratório em conjunto com gases frescos, cálculos de anestésicos feitos incorretamente e leituras erradas em fluxômetros.

Outras causas possíveis são:

- Vaporizador ligado sem conhecimento prévio do operador;
- Contaminação cruzada entre vaporizadores;
- Vazamentos em vaporizadores desligados devido ao mau funcionamento da válvula liga e desliga.

Subdose de agente anestésico

A não-liberação da dose adequada de agente anestésico pode ser tão séria quanto a liberação excessiva, rio mínimo, muito embaraçante. Este tipo de acidente pode ocorrer nas seguintes situações:

- Falha no suprimento de óxido nitroso;
- Contaminação do circuito de óxido nitroso com oxigênio;
- Vazamentos nos equipamentos de anestesia;
- Vazamento de vaporizadores, falha nos circuitos e nos equipamentos de ventilação;
- Fluxômetros inadequados;
- Vaporizadores desligados ou vazios;
- Erros de cálculo ou agente anestésico incorreto;
- Posicionamento incorreto do botão de ajuste do vaporizador.

Em todos os casos, o controle deste risco deve ser feito com uso de técnicas adequadas de manutenção e verificações antes da operação do equipamento;

Fogo e explosões

A possibilidade de explosão ou fogo em salas de cirurgia é usualmente reduzida por aqueles que não usam anestésicos inflamáveis. Infelizmente, esta satisfação não é garantida. Fogo e explosões podem, ainda, continuam a ocorrer.

Existem três fatores básicos para que fogo ou explosões possam surgir: a existência de combustível, fonte de ignição e oxidantes para suportar a combustão.

Oxidantes para suportar a combustão

O ar servirá como suporte para combustão, desde que contenha oxigênio. O óxido nitroso também é um poderoso oxidante, o que aumenta o risco das cirurgias de pescoço e cabeça, pois os gases anestésicos tendem a ocupar a cavidade orofaríngea, criando uma atmosfera enriquecida destes gases.

Fonte de ignição

Normalmente, as unidades eletrocirúrgicas são a principal fonte de ignição, pois seu princípio de funcionamento baseia-se na produção de calor.

Outras fontes de calor são os raios "laser", lâmpadas cirúrgicas, instalações elétricas, eletricidade estática e fonte de luz para uso em conjunto com fibra óptica.

Deve-se ainda, considerar a compressão adiabática de gases que pode gerar calor suficiente para a ignição. Isto ocorre quando, no momento da abertura de válvulas de cilindros, com a subseqüente recompressão do gás em um volume muito menor que o original, há produção de calor. Este pode ser suficiente para incendiar substâncias, como óleo e graxa (97).

Substâncias combustíveis

Inúmeros artigos utilizados em salas de cirurgia são potencialmente combustíveis, como por exemplo: tubo endotraqueal, fitas adesivas, tubos e bolsas plásticas utilizadas em circuito respiratório, esponjas, máscaras, produtos de papel, luvas, roupas cirúrgicas, gases do trato intestinal e agentes de limpeza e assepsia (álcool e éter). A orientação de profissionais do centro cirúrgico, com relação a estes riscos, é um dos fatores preventivos a ser aplicado.

Prevenção de acidentes e considerações sobre aquisição

A prevenção de acidentes, dos quais a anestesia toma parte, é vital, mas também é uma tarefa difícil. Verificações, manutenção adequada do equipamento e o uso vigilante são medidas importantes, mas outras são necessárias.

A seleção apropriada do equipamento é essencial. Confiança, segurança e custo devem ser considerados. O equipamento deve ser avaliado

clinicamente sob condições similares àquelas em que será utilizado, verificando o que se espera durante o seu uso. A padronização do equipamento dentro do departamento de anestesia e em outras áreas do hospital, ajudará a diminuir erros.

É essencial a substituição de equipamentos obsoletos. Infelizmente, uma parte do equipamento, que parece ser a mais viável por ocasião da compra, pode vir a ser inferiorizada por uma outra peça mais recentemente concebida.

Procedimento para verificação periódica

Uma revisão ou procedimento similar deve ser realizado no sistema de anestesia antes da administração de anestesia ao paciente. As recomendações indicadas a seguir podem ser adaptadas de acordo com os tipos de equipamentos em uso e são válidas para equipamentos que estão em conformidade com as normas e que possuem pelo menos os seguintes acessórios de monitoração do paciente: capnógrafo, oxímetro de pulso, analisador de oxigênio, espirômetro (monitor de volume respiratório) e monitor de pressão no circuito de respiração com alarmes de pressões máxima e mínima.

Equipamento de ventilação de emergência

Verificar a disponibilidade e o funcionamento do equipamento de ventilação de emergência.

Checar o suprimento do cilindro de oxigênio:

- Abrir o cilindro de 02 para verificar se tem, pelo menos, metade da capacidade total (aproximadamente 1000psi);
- Fechar o cilindro.

Checar suprimento da tubulação central:

- Verificar se as mangueiras estão conectadas e se os medidores marcam cerca de 50psi.

Sistema de baixa pressão

Checar o estado inicial do sistema de baixa pressão:

- Fechar as válvulas de controle de fluxo e desligar o vaporizador;

- Checar o nível de preenchimento e apertar a tampa do vaporizador.
- Verificar a existência de vazamentos no sistema de baixa pressão:
- Certificar-se de que o botão mestre e as válvulas de controle de fluxo estejam desligados;
- Conectar o "bulbo de sucção" à saída de gás fresco;
- Apertar repetidamente o bulbo até que esteja completamente colabado;
- Verificar se o bulbo permanece colabado por pelo menos 10 segundos;
- Abrir um vaporizador de cada vez e repetir os dois passos anteriores;
- Remover o bulbo de sucção e reconectar a mangueira de gás fresco.
- Religar o botão mestre do sistema e todos os equipamentos elétricos necessários.

Testar os fluxômetros:

- Ajustar o fluxo de todos os gases até o máximo (fundo de escala), verificando o funcionamento (uniforme) das bóias e dos tubos de fluxo;
- Criar uma mistura hipóxica de N2O/O2 e verificar se ocorrem mudanças coerentes no fluxo e, ou alarme.

Sistema de exaustão

Ajustar e checar o sistema de exaustão:

- Verificar conexões entre o sistema de exaustão e ambas as válvulas.
- APL (pop off) e de alívio do ventilador;
- Ajustar (se possível) o resíduo de vácuo de gás;
- Abrir (de uma vez) a válvula APL e ocluir o trecho em Y;
- Com fluxo mínimo de O2, permitir o colabamento completo da bolsa reservatório e verificar se o medidor de pressão de absorção indica leitura nula;
- Com o fluxo de O2 ativado permitir distensão máxima da bolsa reservatório e verificar se o medidor de pressão de absorção indica leitura menor que 10cmH2O.

Circuito de respiração

Calibrar o monitor de O_2:

- Verificar se o monitor lê 21% no ar ambiente;
- Verificar se o alarme de baixa concentração está em funcionamento;
- Veinstalar o sensor no circuito e permitir fluxo de O2;
- Verificar se a leitura está acima de 90%.
- Checar estado inicial do Circuito de Respiração:
- Verificar se o circuito está intacto, completo e desobstruído;
- Verificar as condições do absorvente de CO2 ;
- Instalar os acessórios do circuito de respiração (umidificador, válvula de PEEP, etc.) que serão usados.

Verificar vazamento no sistema de respiração:

- Ajustar todos os fluxos em zero (ou no mínimo);
- Fechar a válvula APL (pop off) e ocluir a seção em Y;
- Pressurizar o circuito de respiração em cerca de 30cmH2O com O2.
- Verificar se a pressão permanece constante por, pelo menos, 10 segundos;
- Abrir a válvula APL (pop off) e verificar se a pressão decai.

Sistemas de ventilação automático e manual

Testar o sistema de ventilação e as válvulas unidirecionais:

- Instalar uma segunda bolsa de respiração na seção em Y (para simular os pulmões);
- Ajustar os parâmetros para o próximo paciente;
- Chavear o ventilador para ventilação automática;
- Ajustar o fluxo de O2 no mínimo e de outros gases para zero;
- Verificar se durante a inspiração o fole entrega o volume final correto e que durante a expiração, o fole se enche completamente;

- Ajuste o fluxo de gás fresco para aproximadamente 51/min;
- Verifique se o fole e os "pulmões" enchem e esvaziam apropriadamente sem pressão sustentada no final da expiração;
- Verificar o funcionamento das válvulas unidirecionais;
- Acionar os acessórios do circuito de respiração e verificar o funcionamento dos mesmos;
- Desligar o ventilador e chavear para ventilação manual (APL/bolsa);
- Ventilar manualmente e verificar se os pulmões artificiais inflam e desinflam;
- Remover a segunda bolsa de respiração.

Monitores

Checar, calibrar e, ou ajustar limites de alarmes em todos os monitores:

- Capnógrafo, oxímetro de pulso, analisador de oxigênio, espirômetro, monitor de pressão com alarmes de pressão alta e baixa.

Checagem geral do estado do sistema de anestesia:

- Desligar os vaporizadores;
- Abrir a válvula APL;
- Colocar a chave seletora em Modo "bolsa";
- Zerar todos os fluxômetros;
- Verificar se o nível de sucção do paciente está adequado (se durante a inspiração o fole entrega o volume final correto; o ajuste deve ser feito com o ventilador artificial, no caso de insuficiência respiratória);
- Sistema de respiração pronto para uso.

Caso o sistema de anestesia seja utilizado sucessivamente, os passos de 1 a 9 podem ser abreviados ou desprezados após a primeira utilização.

BIBLIOGRAFIA

CARRILO, R. E. **Utilidades e Conveniências dos Fluxos Baixos – Anestesia. C.M.D.,** Tolima, 1994.

GONÇALVES, J. L. **Terapia Intensiva Respiratória – Ventilação Artificial;** Curitiba: Ed. Lovise Ltda, 1991

VAN de GRAAFF, K. M. & Rhees, R. W. **Anatomia e Fisiologia Humana.** São Paulo: McGraw-Hill e Makron, 1991.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, **Guia 25**, Requisitos Gerais para Capacitação de Laboratórios de Calibração e de Ensaios , 1993

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, NBR IEC 60601-1: Equipamento eletromédico – Parte I – Prescrições gerais para segurança. Rio de Janeiro: ABNT, 1994

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Anesthesia Units.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

CAPÍTULO 16

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Elaborado por:
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
Colaborador: Jorge André G. Albuquerque (Mestre em Engenharia Elétrica, área de concentração em Engenharia Biomédica).

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 547

HISTÓRICO 547

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 548

Princípios de reconstrução tomográfica 548
Diagrama de blocos 552
Configurações de tomógrafos computadorizados 555
Localização da fatia (slice) 560
Manipulação de imagens 561
Qualidade da Imagem 563
Dose de radiação 564

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO 565

Proteção rediológica 565
Espaço físico 566
Instalações elétricas 566

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 568

ASPACTOS DE MANUTENÇÃO 569

Cuidados especiais 571
Instrumentos de teste 571
Testes quantitativos de constância 572
Normas técnicas aplicáveis 574
Manutenção preventiva 575

BIBLIOGRAFIA 575

APÊNDICE 576

INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada (CT – *computed tomography),* também denominada "CAT scanning" *(computed axial tomography),* combina o uso de um computador digital juntamente a um dispositivo de radiografia giratório *(gantry)* para criar imagens secionais transversais detalhadas ou "fatias" *(slices)* de diferentes órgãos e partes do corpo como os pulmões, fígado, rins, pâncreas, pélvis, extremidades, cérebro, coluna vertebral e vasos sangüíneos.

As principais vantagens dos sistemas de tomografia sobre a radiologia (imagens de radiologia convencional), são a capacidade de fornecer contraste em tecidos moles e de gerar visões na direção de propagação do feixe de raios-X.

HISTÓRICO

1826: Abel, físico norueguês, descreveu o conceito da reconstituição tomográfica para um objeto com geometria simétrica no eixo axial;

1917: Radon, matemático austríaco, expandiu a idéia de Abel para objetos com formas genéricas. A formulação ficou conhecida como transformada de Radon;

1957: Tetel'baum desenvolveu, na Rússia (antiga URSS), um sistema de reconstrução analógico. Em 1958, Korenblyum desenvolveu, em Kiev, o primeiro sistema de reconstrução tomográfica. Ambas as descobertas ficaram escondidas sob a "cortina de ferro";

1961: Oldendorlf realizou projeções radiográficas de um *phantom,* mas não conseguiu realizar a reconstrução tomográfica;

1963: Cormack realizou experimentos com o sistema precursor da tomografia, mas também não conseguiu realizar a reconstrução tomográfica;

1972: Hounsfield, engenheiro inglês, desenvolveu a primeira realização prática da tomografia computadorizada. A reconstrução tomográfica é finalmente realizada por meio de sistemas digitais;

1974: Uso clínico da tomografia computadorizada (sistemas dedicados apenas à cabeça);

1976: Uso clínico da tomografia computadorizada de corpo inteiro;

1979: Hounsfield e Cormack recebem juntos o prêmio Nobel;

Década de 80: O advento de sistemas computacionais paralelos de baixo custo promove uma rápida disseminação da tomografia computadorizada;

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Princípios da Reconstrução Tomográfica

A imagem radiográfica convencional é resultado da detecção de fótos de raios-X que não foram absorvidos durante a exposição ao paciente. Desta forma, a radiografia consiste em uma imagem de transmissão, ou seja, é uma projeção plana do perfil espacial de absorção dos tecidos. Toda a noção de profundidade é perdida (Figura 01).

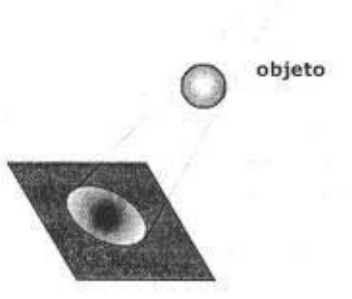


Figura 01 - Projeção plana do perfil de absorção em radiografia convencional

Este problema pode ser contornado através do uso de um par de imagens estereoscópicas. Duas imagens radiográficas obtidas em diferentes ângulos podem ser utilizadas para localizar as coordenadas espaciais de uma lesão. Este procedimento é utilizado em sistemas para biópsia mamográfica estereostáxica. Nestes equipamentos, um dispositivo localizador utiliza a composição de duas radiografias (em ±15º) par

guiar a unidade de biópsia, colhendo a amostra de tecido com um mínimo de injúria (Figura 02).

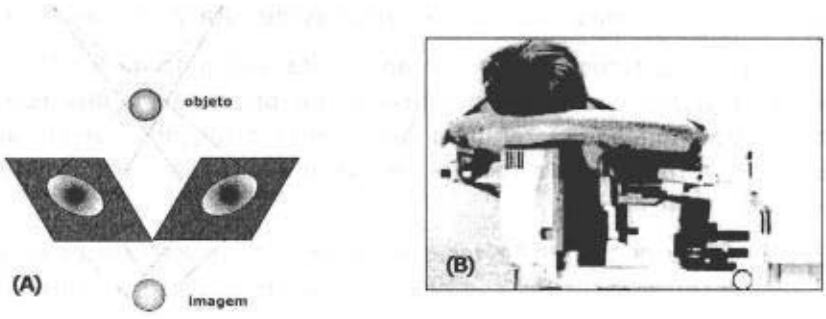


Figura 02 - (A) Radiografia estereoscópia esquemática e (B) Unidade de biópsia estereostáxica.

Entretanto, a radiografia estereoscópica não permite visualizar um plano interno do paciente. Uma modalidade de radiografia capaz de obter planos internos do paciente (tomos) é a tomografia linear.

Estes sistemas são compostos de um cassete e um tubo de raios-X que se movem paralelamente em direções opostas. Observa-se na Figura 03, que a região entre os pontos P_1 e P_2 sempre é irradiada para qualquer angulação. Desta forma, somente a região deste plano (plano focal) aparecerá focalizada na imagem, enquanto todas as outras estruturas serão borradas.

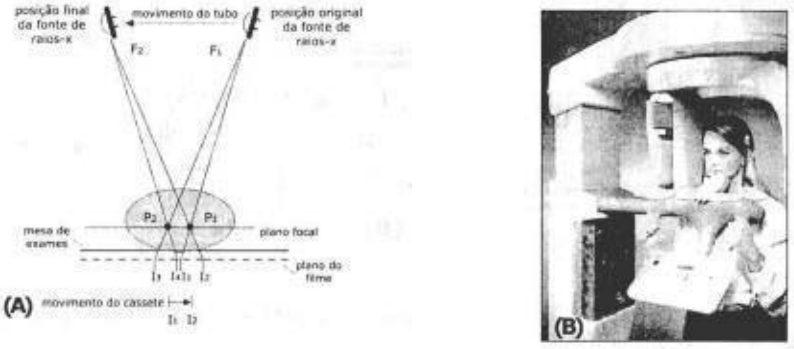


Figura 03 - (A) Tomografia linear esquemática (B) Sistema de tomografia linear odontológica (panorâmica)

Esta implementação é utilizada em sistemas de tomografia linear odontológica (radiografias panorâmicas), onde o plano focal é ajustado cilindricamente sobre os dentes. De outra forma não seria possível realizar a imagem, considerando as estruturas de alta absorção do crânio.

Por sua vez, a tomografia linear apresenta um ruído de fundo e não é capaz de realizar projeções na direção de propagação dos feixes de raios-X. Esta modalidade também não realiza projeções completamente livres da sobreposição de tecidos, sendo inadequada para visualização de tecidos "moles".

Para uma visualização de tecidos "moles" é necessário projetar seções sem interferência de sombras de outras estruturas, destacando pequenas variações de absorção.

O princípio básico da tomografia axial computadorizada (tomografia multidirecional) é a reconstrução de uma fatia axial (*slice*), sem sobreposição de informação, através de múltiplas radiografias planas tomadas ao redor da periferia do paciente (Figura 04). Através desta técnica é possível observar o plano da direção de propagação do feixe de radiação (plano axial).

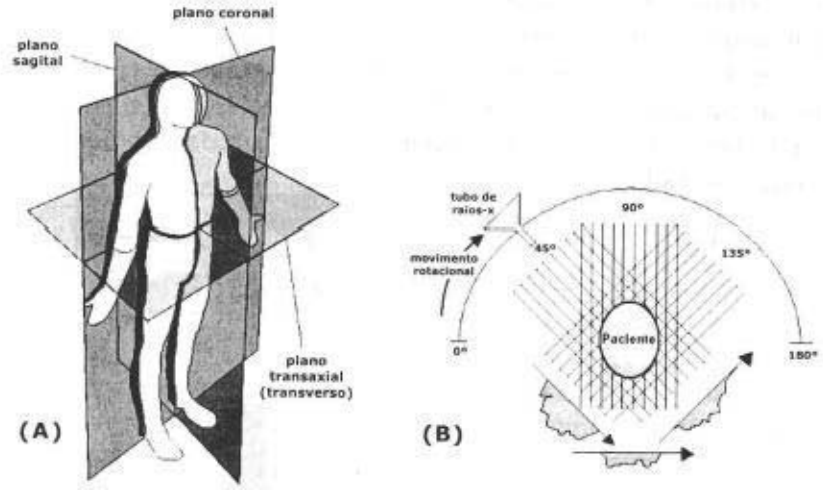
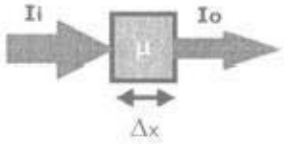


Figura 04 – (A) Planos de corte em tomografia computadorizada e (B) radiografias em várias direções do plano axial.

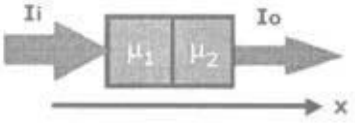
O processo pelo qual se recupera a informação de uma fatia axial através de várias radiografias é conhecido como reconstrução. Na passagem do feixe de raios-X por um elemento de volume (figura 05), têm-se:



$$I_0 = I_i . e^{-\mu . \Delta x}$$

Figura 05 - Atenuação de um elemento de volume

Na passagem do feixe de raios-X por um elemento de volume (figura 06):



$$I_0 = I_i . e^{-(\mu_1 + \mu_2).x}$$

Figura 06 - Atenuação de vários elementos de volume.

Na passagem do feixe de raios-X por um série elemento de volume, tomados em várias direções (figura 07):

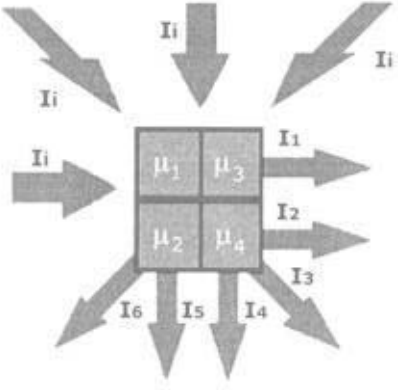


Figura 06 - Atenuação de vários elementos de volume.

De onde se pode escrever as seguintes equações:

$$I_1 = I_i.e^{-(\mu_1+\mu_3)x} \qquad \lambda_n = -Ln\left(I_n / I_o\right)$$

$$I_2 = I_i.e^{-(\mu_2+\mu_4)x}$$

$$I_3 = I_i.e^{-(\mu_1+\mu_4)x} \quad \textbf{ou} \quad \begin{cases} \lambda_1 = (\mu_1+\mu_3)x \\ \lambda_2 = (\mu_2+\mu_4)x \\ \lambda_3 = (\mu_1+\mu_4)x \\ \lambda_6 = (\mu_2+\mu_3)x \end{cases}$$

$$I_6 = I_i.e^{-(\mu_2+\mu_3)x}$$

Neste caso temos quatro incógnitas e quatro equações, logo este sistema linear é determinado e pode ser resolvido.

No entanto, resolver uma matriz de 256 x 256 pontos pode ser um problema computacionalmente muito complicado. Portanto, outras técnicas são utilizadas. O método de reconstrução mais comum (empregado em todos os sistemas comercialmente disponíveis) utiliza as projeções no domínio da freqüência para reconstruir a fatia, sendo denominada *retroprojeção filtrada.*

Este algoritmo é explicado rapidamente no apêndice.

Diagrama de Blocos

Como discutido no item anterior, a reconstrução tomográfica exige que sejam realizadas exposições em vários ângulos para reconstruir a informação de uma seção transaxial. Para tanto, o tubo de raios-X e o sistema de detecção de radiação são montados em uma estrutura circular móvel, com um "buraco" no centro, onde o paciente é colocado.

Este "buraco" é denominado *gantry e* pode ser observado na Figura 07. Usualmente *o gantry* descreve a estrutura que abriga o tubo de raios-X, o sistema de detecção de radiação, colimadores e o circuito de

rotação. Em certos casos, o gantry também abriga um pequeno gerador de raios-X de alta freqüência.

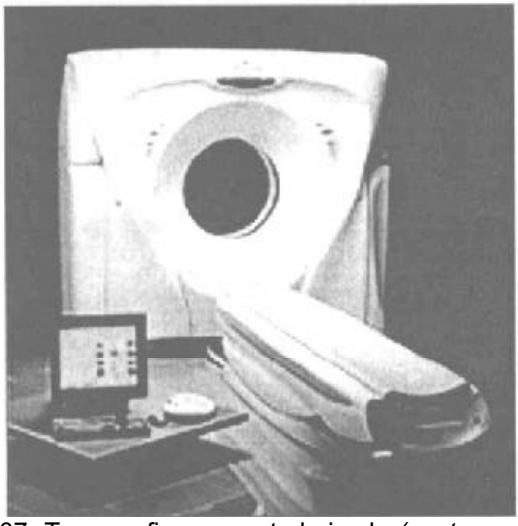


Figura 07 -Tomografias computadorizada *(gantry* ao centro).

O diagrama de blocos completo destes sistemas é apresentado na Figura 08, onde:

- Os blocos [ ] são os componentes essenciais, e estão presentes em todos os sistemas;
- Os circuitos [ ] são encontrados em alguns sistemas.
- Os blocos ( ) são extensões do sistema de imagem, variando com sua finalidade, tecnologia de detecção e de fabricante;
- As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas mesmas razões;

O operador do sistema fica em uma sala diferente da sala de exames, onde o mesmo estaria sujeito à radiação. É comum a instalação de um circuito fechado de TV para o acompanhamento do paciente. O tubo de raios-X é usualmente de anodo rotativo e deve ser capaz de resistir ao grande aquecimento gerado durante as aquisições de múltiplas fatias (capacidade de armazenamento de calor de até 3.500.000 UC) (ver texto de unidades radiográficas).

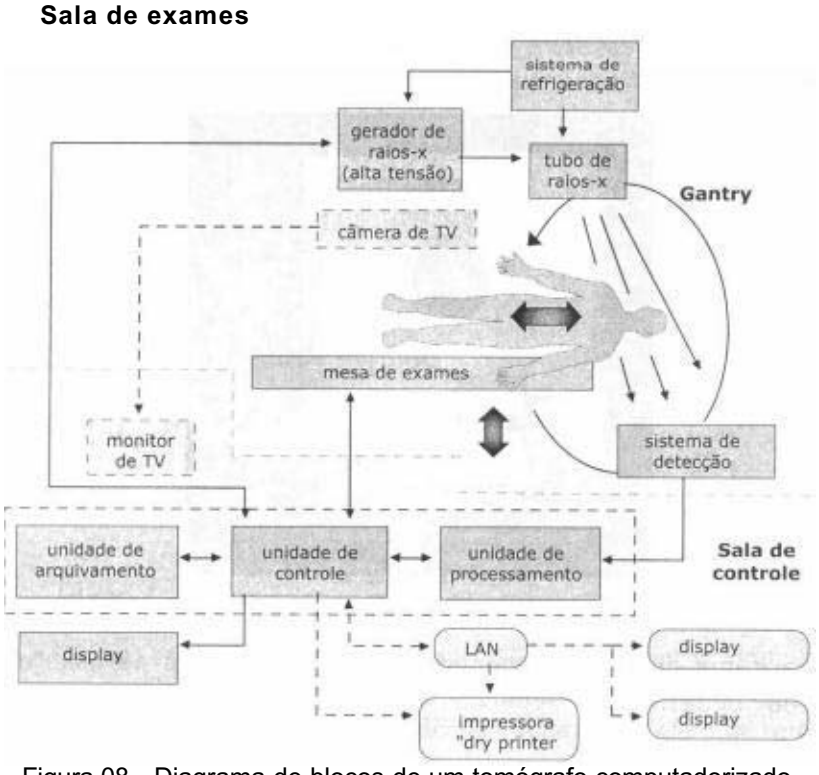


Figura 08 - Diagrama de blocos de um tomógrafo computadorizado.

Os principais detectores utilizados são câmaras de ionização de xenônio e detectores de estado sólido. Nas câmeras de ionização, o xenônio é confinado em alta pressão (25 atm) a fim de aumentar a eficiência da detecção de quanta.

Os detectores de estado sólido têm alta eficiência na detecção de quanta devido ao efeito fotoelétrico e o uso de cintiladores. No entanto, as câmaras de ionização podem ser montadas mais densamente. O resultado global é que as eficiências de ambos os dispositivos são muito similares.

Colimadores localizados próximos ao tubo de raios-X e cada detector, são alinhados de forma a miminizar a radiação espalhada. A abertura do colimador define a espessura da fatia (slice).

A mesa de exames é controlada pelo computador e pode ser movida verticalmente e horizontalmente. Durante o exame, a mesa move o paciente dentro do *gantry* e o feixe de raios-X gira em torno do paciente.

Como sistemas de imagem digital, os tomógrafos são compatíveis com os sistemas de arquivamento e distribuição de imagens (PACS), podendo ser integrados ao sistema de informação radiológica (RIS) e ao sistema de informação do hospital (HIS).

Configurações de Tomógrafos Computadorizados

Tomógrafos de primeira geração

Os tomógrafos de primeira geração possuem um tubo de raios-X com feixe finamente colimado (em formato de "caneta") e um único fotomultiplicador de iodeto de sódio como detector de radiação. Esta combinação de fonte e detector mede uma projeção paralela por vez, em passos lineares através do paciente (movimento de translação). Ao final de cada projeção, o *gantry* é rotacionado (movimento de rotação) e se inicia uma nova projeção. Geralmente são realizadas 160 translações por grau e um total de 180º. Estes sistemas demoram 5 minutos para realizar uma fatia (*slice*).

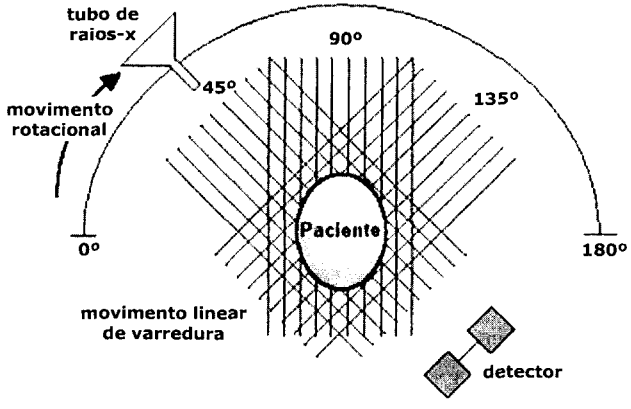


Figura 09 -Tomógrafo de 1ª geração: translação/rotação, detector único.

Tomógrafos de segunda geração

Para reduzir o tempo de varredura, os tomógrafos de segunda geração produzem um feixe de raios-X estreito e utilizam vários detectores. Estes sistemas medem várias projeções paralelas simultaneamente. Ao final de cada projeção o *gantry* é rotacionado e se inicia uma nova projeção. Estes sistemas demoram 10 s para realizar um *slice*. Os equipamentos de primeira e segunda geração são referidos por tomógrafos "translação/rotação".

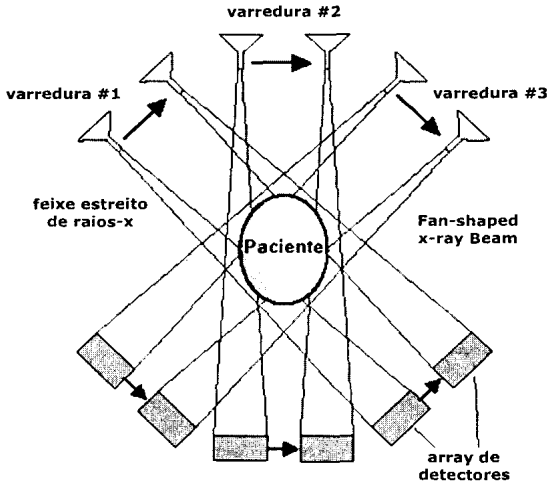


Figura 10 -Tomógrafo de segunda geração: translação e rotação, múltiplos detectores.

Tomógrafos de terceira geração

Os tomógrafos de terceira geração eliminaram o movimento de translação. Estes sistemas produzem um feixe de raios-X com abertura de 40º a 55º e uma grande matriz (*array*) de detectores (256 a 1000). O paciente é totalmente cercado pelo feixe de raios-X em todas as projeções. Os dados são coletados em cada elemento detector nas posições angulares prescritas, perfazendo um deslocamento angular total de 360º. Ocorre movimento de rotação tanto do tubo de raios-X como dos

detectores. Estes sistemas demoram cerca de 2 s para realizar uma fatia. Os equipamentos de terceira geração são referidos por tomógrafos "rotação e rotação".

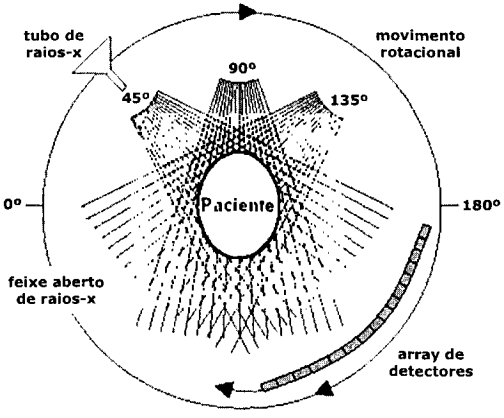


Figura 11 -Tomógrafo de terceira geração: rotação e rotação, array de detectores.

Tomógrafos de quarta geração

Os tomógrafos de quarta geração posicionam detectores em todo o *gantry* (600 a 5000 detectores). Estes sistemas possuem um tubo de raios-X rotativo e detectores fixos, sendo referido por "rotação ou fixo". É demandado 1 s para realizar uma fatia (*slice*).

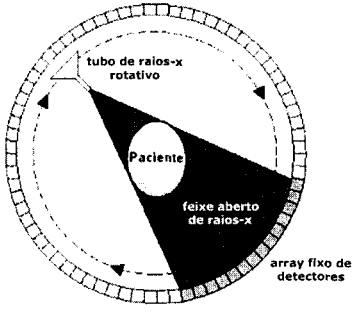


Figura 12 - Tomógrafo de quarta geração: rotação/fixo, array fixo de detectores.

Tomógrafos de quinta geração

Os tomógrafos ultra-rápidos eliminaram partes móveis, rotacionando magneticamente um feixe de elétrons que colidem com um anel de tungstênio, produzindo um feixe de raios-X que pode se deslocar angularmente de 210º (Figura 13). O *array* de detectores (410) também está disposto em 210º, na direção oposta do anel de geração de raios-X. Estes sistemas demoram cerca de 50 ms para realizar um *fatia*. Sua principal aplicação é a tomografia cardíaca em tempo real, como quantificação da calcificação das artérias coronarianas e doenças pericardiais, assim como aplicações em geriatria, pediatria e pacientes traumáticos (onde o movimento do paciente pode degradar a imagem)

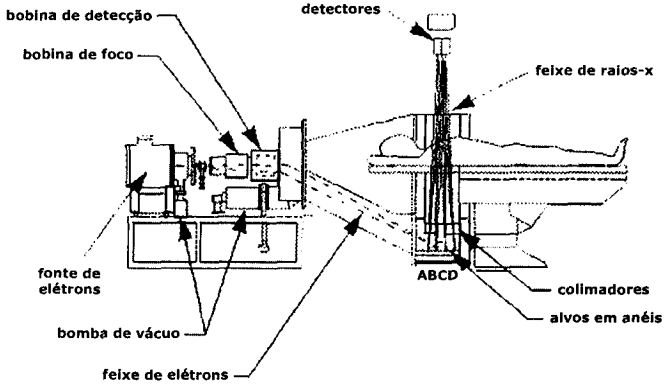


Figura 13 - Tomógrafo ultra-rápido (5ª geração)

Tomógrafos helicoidais

A maioria dos fabricantes distribui atualmente CT com tecnologia "slipring". Em tomógrafos convencionais, os cabos elétricos conectados ao array de detectores se movem à medida que o gantry rotaciona. Portanto, os detectores têm de retornar a posição original antes de uma nova varredura. Tomógrafos com tecnologia "slip-ring" utilizam contatos de cobre em sulcos ou anéis com uma série de escovas condutivas. Desta forma, estes sistemas não necessitam reverter à direção para continuar a varredura.

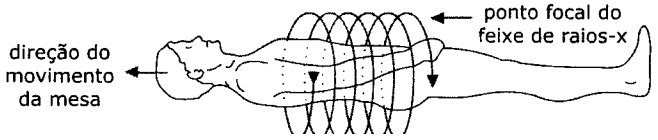


Figura 14 - Movimentação do ponto focal do feixe de raios-X em tomógrafo helicoidal.

Em alguns casos, os tomógrafos com tecnologia "slip-ring" realizam varreduras helicoidais (volumétricas). Na varredura helicoidal, o tubo de raios-X e os detectores giram em torno do paciente, adquirindo dados continuamente, enquanto o paciente se move através do *gantry* (Figura 14). Os dados adquiridos podem ser reconstruídos a partir de qualquer ponto durante a varredura. Devido à aquisição volumétrica, fatias da ordem de 1 mm podem ser reconstruídas sem incremento do tempo de varredura.

As vantagens dos TC helicoidais incluem:

- Redução da dose de radiação;
- Redução de artefatos de movimento (varreduras mais rápidas);
- Otimização dos níveis de contraste;
- Facilitação da detecção de lesões;
- Redução dos artefatos de volume parcial;
- Redução do tempo total de exame (20 a 30 minutos em tomógrafos convencionais e 5 a 10 minutos em tomógrafos helicoidais);
- Recomendado para aplicações em geriatria, pediatria e pacientes traumáticos;

A tomografia helicoidal também é utilizada para angiografia por CT (CTA - CT *Angiography*). A CTA é dedicada a realizar imagens de vasos sanguíneos de largo calibre, servindo para avaliação de estenose da artéria renal, bifurcação da carótida e aneurismas abdominais aórticos. A CTA 3D é utilizada para avaliação de aneurismas no pré-operatório e pós-operatório, planejamento de angiografia e cirurgia, complementando os exames de ultra-som, angiografia convencional, e angiografia por MRI.

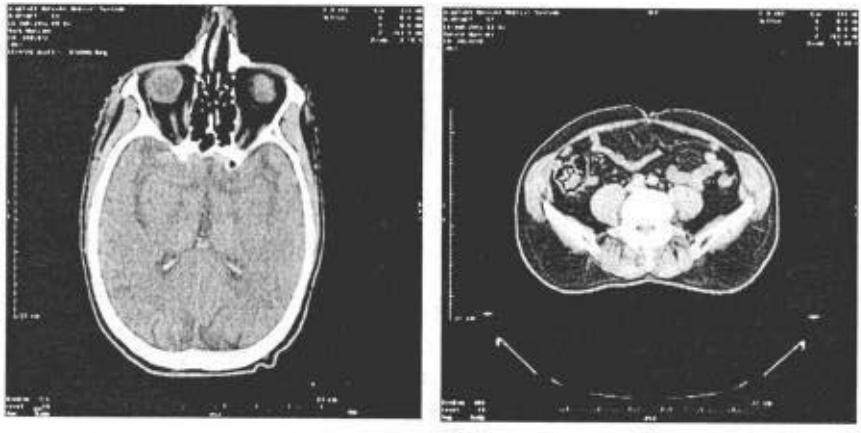


Figura 15 – Imagens de tomografia computadorizada (cabeça e pélvis)

Adicionalmente, estudos sugerem que varreduras da coronária com CT (helicoidal e ultra-rápida) podem detectar calcificação na coronária com a mesma precisão de angiografia coronariana e ultra-som intracoronariano (ICUS).

Localização da Fatia (*slice*)

Nos tomográfos de primeira e segunda geração, a seleção da localização da fatia (*slice*) depende da habilidade do clínico em estimar a localização das estruturas internas do corpo. Desta forma, imagens extras são exigidas, aumentando o tempo do exame e a dose dispensada ao paciente.

Os sistemas de terceira e quarta geração podem gerar uma radiografia computadorizada para localização das estruturas internas, posicionando o tubo de raios-X na visão desejada (ex.: anteroposterior/ posteroanterior, lateral). A imagem é realizada com o *gantry* parado e movimentando-se a mesa. A informação adquirida é processada para reconstruir uma radiografia convencional. A imagem resultante é apresentada no *display* e o radiologista seleciona as localizações das fatias transaxiais desejadas.

Manipulação de Imagens

Para fins de maximização de contraste da imagem, os sistemas de tomografia realizam uma mudança de variáveis nas grandezas representadas na escala de cinza. Ao invés de representar os coeficientes de absorção pontuais de radiação (m), expressa a variação desta grandeza em relação ao coeficiente da água. A nova grandeza adimensional é denominada CT *number, (*medida em *unidades Hounsfield):*

$$\text{CT } number = 1000.\frac{\mu_{tecido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}}$$

Como foi discutido anteriormente, (ver texto de unidades radiográficas), a radiografia convencional é eficiente na representação de estruturas ósseas ou em imagens do pulmão, mas oferece pouco contraste na distinção de tecidos moles. De fato, para tornar vasos sanguíneos visíveis aos raios-X são utilizados agentes de contrastes.

A tomografia apresenta a propriedade de oferecer contraste a tecidos moles (Figura 16), pois não realiza sobreposição de estruturas para a formação da imagem. Esta característica, juntamente com a capacidade de representação de estruturas na direção de propagação dos raios-X torna a imagem de tomografia uma das mais importantes técnicas de diagnóstico por imagem.

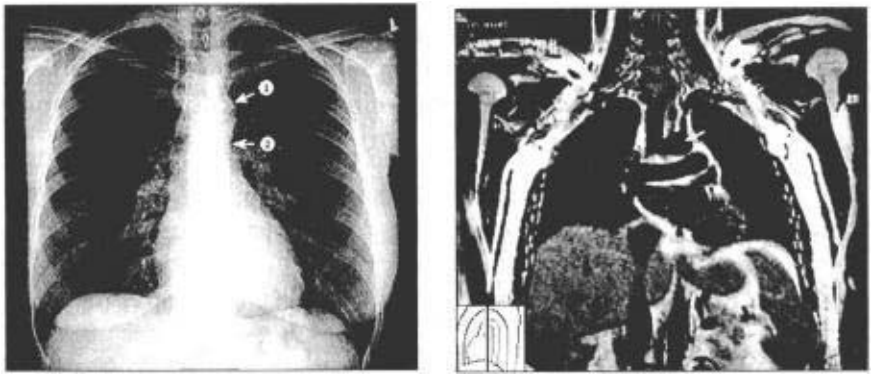


Figura 16 – Comparação entre imagens do plano coronal, obtidas pela técnica de radiografia convencional e tomografia (a tomografia é capaz de fornecer melhor contraste em tecidos moles).

Através da escala da CT *number,* tecidos moles são representados com maior diferenciação, facilitando a sua visualização.

Adicionalmente, o usuário ajusta livremente a faixa de CT *number* à escala de cinza, de forma a possibilitar a maximização do contraste nas estruturas de maior interesse clínico. A seleção é realizada em termos da faixa de CT *number* a ser representada (*window width*) e de seu valor médio (*level*). Através deste ajuste de "ganho" e *"offset"* da escala de CT *number,* podemos alterar o contraste e o brilho de estruturas particulares.

Dentre as possíveis medidas quantitativas realizadas na imagem, temos o CT *number* médio, em uma região de interesse (ROI) selecionada pelo usuário, e o volume total da lesão. Biópsias guiadas por CT são favorecidas pela facilidade da medição de distâncias e orientação entre dois pontos da imagem selecionados pelo operador.

As imagens transaxiais obtidas diretamente pelo tomógrafo podem ser reformatadas através de processamento de *software* nos planos sagital, coronal ou mesmo obliquo. A maioria dos sistemas atuais gera imagens em orientações não-ortogonais, de forma a proporcionar uma melhor visualização de detalhes anatômicos. Alguns sistemas oferecem a inclinação do próprio *gantry* (*tilt*), de forma a obter diretamente *fatias* oblíquas (Figura 17).

Os sistemas mais novos apresentam ainda *gantry* aberto, assemelhando-se aos braços em "C" dos equipamentos de angiografia. Esta geometria é adequada para pacientes claustrofóbicos, pois a abertura do *gantry* varia tipicamente entre 50 e 70 cm.

Figura 17 – Sistemas de CT: com e sem inclinação do gantry ("*tilt"*),

Geralmente, os tomógrafos computadorizados são capazes de realizar reconstrução tridimensional (CT 3D). Devido ao fato das relações anatômicas serem mais claramente visualizadas em imagens tridimensionais do que em imagens planas, cirurgiões têm utilizado as CT tridimensionais para simulação de cirurgias.

Alguns *softwares* permitem a livre rotação da imagem 3D reconstruída, gerando uma grande variedade de perspectivas. As aplicações clínicas da reconstrução 3D incluem planejamento de cirurgia crânio-facial, avaliações de pós-operatório, análise da pélvis, quadril e coluna vertebral e CTA.

Qualidade da Imagem

Dentre os fatores que influenciam a qualidade da imagem em sistemas de tomografia computadorizada, tem-se a dose de radiação, o número de medidas de atenuação selecionadas, o algoritmo de reconstrução (filtros digitais), o tamanho da matriz de imagem digital e o controle de artefatos;

Aumentando a dose, reduz-se o ruído quântico (estatístico), melhorando a relação sinal/ruído da imagem (SNR). O incremento da dose costuma ser mais eficiente no aumento da detectabilidade de baixo contraste. No entanto, alcançado determinado nível, o incremento da dose, não contribui com a melhoria da imagem.

A detecção de baixo contraste é importante porque está relacionada com a detecção de lesões em tecidos moles (tais como carcinoma metástico no fígado) e também pode ser melhorada selecionando filtros de reconstrução adequados, que reduzem o ruído na imagem. A tensão de pico e corrente de tubo (kVp e mA), a dose de radiação e o algoritmo de reconstrução utilizado devem ser declarados sempre que se realizar medidas de qualidade em CT.

Não existe nenhuma razão particular para que os tomógrafos de quarta geração ofereçam melhor imagem que os tomógrafos de terceira geração. A qualidade final de imagem destes sistemas apresenta maior relação com a qualidade do suporte oferecido pelo fabricante.

A resolução espacial na imagem de tomografia pode ser melhorada nos sistemas de terceira geração pela restrição da abertura do feixe de raios-X e da restrição da ampliação geométrica. A restrição da abertura do feixe aumenta a resolução pela colimação do feixe, reduzindo a radiação espalhada sobre os detectores. A taxa de amostragem é aumentada e as medidas são realizadas com pequenos incrementos angulares.

Nos sistemas de ampliação geométrica (magnificação), o tubo de raios-X se aproxima do paciente, correspondendo diretamente às técnicas em ampliação utilizadas em radiologia convencional.

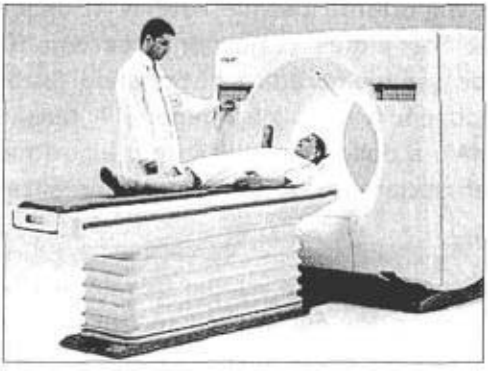
Dose de Radiação

A colimação estreita do feixe de raios-X limita a exposição de radiação as área próximas a região de reconstrução da imagem. Em todos os tomográfos atuais, a radiação é limitada ao tecido da fatia atual e imediatamente adjacentes.

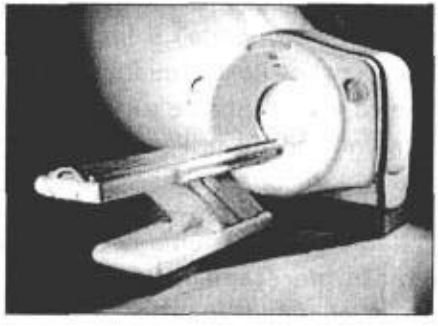
A dose exposta em um procedimento comum de tomografia, com utilização de ROI, é da ordem de 0,5 a 2 rads. Em procedimentos especiais, como imagem da coluna vertebral em fatias finas, este valor pode atingir até 10 a 12 rads.

Um exame de angiografia coronariana ou cerebral submete tipicamente 5 a 10 rads, um mielograma exige uma dose de 3 a 5 rads, além da necessidade da utilização de agentes de contraste.

Seguem alguns exemplos de equipamentos:

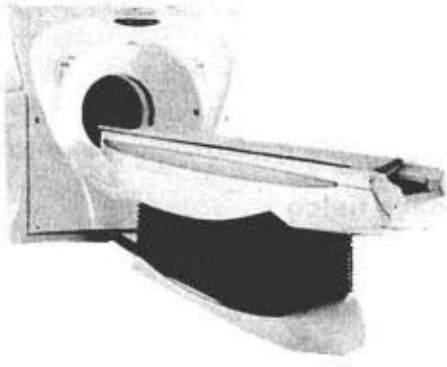


Shimadzu – CT scanner system
SCT – 4800T (CVCT)



GE – LightSpeed Cardiovascular CT

Toshiba – Asteion CT



GMarconi (Picker) – TC Mx8000 Quad

Tabela 01 – Fabricantes de sistemas de tomografia computadorizada.

Fabricante	Web
GE	www.ge.com/medical
Imatron	www.imatron.com
Philips	www.medical.philips.com
Picker	wiww.picker.com
Shimadzu	www.shimadzu.com
Siemens	www.siemens.com
Toshiba	www.toshiba.com

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO

Proteção radiológica

Diversos materiais são empregados no revestimento de salas, portas e associados com vidro para promover a absorção de radiação. A proteção necessária para cada fonte de radiação depende da energia da radiação, a duração de utilização e a distância que se encontra de área

circundantes. Um profissional especialmente qualificado e credenciado (supervisor de proteção radiológica) é indicado para o dimensionamento da blindagem. Maiores informações são obtidas nas diretrizes da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN):

- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção";
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção"
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas"

Espaço físico

Segundo as Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde do Ministério da Saúde, reservam-se os seguintes recursos físicos para a implantação de uma unidade de tomografia computadorizada.

Tabela 02 - Espaço físico necessário para a implantação de uma unidade de tomografia computadorizada.

Finalidade	Área
Sala de preparo de pacientes (vestiário)	*6,0 m^2*
Sala de exames de tomografia	*25,0 m^2 (lado mín. 4,5 m)*
Sala de comando/interpretação	*6,0 m^2*
Sala de componentes técnicos (computadores)	*Á depender do equipamento*
Sala de indução e recuperação anestésica (*)	*Min de 2 leitos com 8,5 m^2 por leito* *Mais de 2 leitos 6,5 m^2 por leito*
Posto de enfermagem e serviços (*)	*4,5 m^2*

(*) - A depender do tipo de exames realizados. Deve existir quando houver tratamento pediátrico.

Adicionalmente, o espaço físico deve ser checado quanto ao suporte estrutural para o peso do equipamento. Necessidades de ar-condicionado dedicado, são especificadas pelo fabricante.

Instalações elétricas

Nas salas de comando, são necessárias não mais que quatro tomadas de 127 V e duas de 220 V, todas de no mínimo 400 VA.

Na sala de exames, costuma-se instalar seis tomadas de 127 V e duas de 220 V, também de 400 VA. Lembrando que as instalações elétricas das salas devem ficar internamente ao revestimento de chumbo ou barita, tomando-se o cuidado na fixação das tubulações e caixas, sempre protegendo a cabeças de pregos e parafusos com chumbo, de forma a evitar vazamentos de radiação. Na sala de exames pode ser necessária a utilização de outros equipamentos eletro-médicos tais como respiradores e monitores cardíacos. Todos os circuitos devem ser exclusivos de uma só sala.

Usualmente, o próprio fabricante dos equipamentos de tomografia computadorizada fornece a planta baixa e elétrica necessária às salas, incluindo a necessidade de pontos de força especiais para alimentar os próprios equipamentos. A potência destes equipamentos varia conforme o fabricante, ficando, porém, na faixa de 50 a 150 kVA, alimentados em 220/380 V. Também é comum que os fabricantes exijam a presença de um estabilizador de tensão na rede, além de um condutor de aterramento exclusivo para seus equipamentos.

Não há maiores cuidados a serem tomados no que se refere à proteção contra interferências, visto que estes equipamentos são razoavelmente imunes a elas, tendo no seu projeto diversos filtros e proteções contra às mesmas.

É comum a prática de diminuir-se as luzes durante a execução do exame. Assim, deve-se mesclar a iluminação fluorescente com incandescente, controlada por *dimmers*. Iluminações de base fluorescente de 500 lux são suficientes, recomendando-se luminárias embutidas com proteção de acrílico.

Demais equipamentos por ambiente

Segundo as normas de Dimensionamento de Equipamentos Médico-assistenciais do Ministério da Saúde, é recomendada a seguinte estrutura por ambiente:

Sala de exames de tomografia computadorizada

- Tomógrafo computadorizado:

- *Gantry*; mesa de paciente;
- Recursos complementares:
- Unidade de anestesia, com ventilador; monitor de ECF para cirurgia; sistema de assistência respiratória de parede; câmara de circuito fechado de televisão; suporte de soro; suporte de *hamper*; balde cilíndrico, porta detritos, com pedal; cadeira; carro de emergência;

Sala de exames de comando e interpretação

- Unidade de comando e interpretação; terminal de computador; monitor de circuito fechado de televisão; mesa de madeira para trabalho; 2 cadeiras; mesa para computador; negatoscópio; avental plumbífero; luva plumbífera; cesto para papéis;

Área de processamento de dados - CT

- Sistema de processamento de dados - CT;

Área de componentes técnicos

- Gerador de raios-X;

Área de revelação

Câmara a *laser* multiformato; processadora automática de revelação conjugada com câmara multiformato (recomendado para hospitais de grande porte e pesquisa);

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Segundo a norma NBR 6977: "Proteção radiologia - regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", os projetos de proteção contra a radiação devem ser dimensionados de forma que pessoas profissionalmente expostas, não recebam exposição médias superior a 5 R por ano, não passando do limite de 3 R em quaisquer 13 semanas consecutivas. As exposições nas mãos, pés e calcanhares, isoladamente, são permitidas até 75 R por ano, não passando do limite de 40 R em quaisquer 13 semanas consecutivas.
- Segundo a norma NBR 6977, as pessoas não-profissionalmente expostas, não devem receber exposição médias superior a 0,5 por ano.

- Ainda segundo a NBR 6977, gestantes não devem ser submetidas a exames radiográficos até o terceiro mês de gestação. Cada serviço deve estabelecer suas políticas específicas para lidar com profissionais e pacientes férteis ou grávidas;
- As melhores imagens de tomografia computadorizada são obtidas utilizando mesas firmemente seguras e reguladas, filmes de alto-contraste e selecionando a excursão e movimento adequados do tubo de raios-X.
- Em alguns exames de tomografia multidirecional, a dose de radiação ao paciente pode ser elevada, principalmente nos olhos. No caso de estudos na região do ouvido médio, é recomendada a proteção dos olhos.
- A escolha adequada da profundidade do corte e o uso de diafragmas especializados podem ajudar a reduzir a dose de radiação para estruturas de interesse.
- Artefatos de movimento resultam em raias claras através da imagem reconstruída, pois o algoritmo de retroprojeção filtrada exige que o objeto permaneça estático. Estes artefatos podem ser minimizados pela cooperação do paciente e reduzindo o tempo de varredura. Em aplicações pediátricas é recomendada a anestesia do paciente de forma a reduzir o ruído de movimento;

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

- Problemas mecânicos e elétricos são associados às mesas de exames de tomografia computadorizada. Estes dispositivos costumam sair das especificações técnicas devendo ser avaliados e ajustados. Pode haver perda de resolução devido à falta de sincronismo do movimento da mesa com a varredura do *gantry*. Também são referidos problemas relacionados a vibrações da mesa;
- Pequenos objetos metálicos (como fragmentos de balas ou grampos cirúrgicos de alta densidade) causam severas raias na imagem reconstruída que comprometem a sua visualização. Isto ocorre porque mesmo pequenos movimentos, como o do sangue passando em uma artéria em um objeto de alta absorção introduz uma alta não-linearidade na reconstrução. Este tipo de artefato é conhecido como artefato metálico e não há como preveni-lo;

- Se uma quantidade insuficiente de projeções for utilizada na reconstrução de uma *fatia*, a imagem resultante apresentará padrões repetitivos de alta freqüência irradiando de objetos de alta absorção;
- O feixe de raios-X utilizado em tomografia deve ser monocromático. O uso de um feixe de raios-X policromático promove sérios artefatos na imagem. Portanto o feixe de raios-X deve possuir uma alta qualidade. A absorção preferencial de fótons de baixa energia faz um objeto grande parecer absorver menos radiação que um objeto pequeno, ambos com as mesmas características. Assim as medidas de um determinado órgão ficam dependentes do tamanho do paciente e de sua orientação. Este efeito é conhecido como artefato de endurecimento de feixe, podendo comprometer o diagnóstico clínico. Este efeito pode ser parcialmente corrigido através da calibração do sistema ou pela filtração do feixe.
- As tomografias helicoidais com operação deficiente podem aumentar o ruído da imagem, a perda de definição das bordas e a ocorrência de artefatos. Os artefatos são freqüentes em imagens 3D, estimação de volume e estimação da dissecação aórtica. Variando o protocolo da varredura, diminuindo o passo da mesa ou a espessura da fatia, ou mesmo mudando o momento de injeção de contraste pode-se reduzir a ocorrência destes artefatos;
- O condicionamento da rede elétrica é recomendado porque a habilidade do sistema em produzir imagens livres de artefatos depende diretamente da qualidade da rede de alimentação do sistema;
- A questão estrutural mais importante no que se refere à tomografia computadorizada é a capacidade de dissipação de calor do tubo de raios-X. O superaquecimento induz a deterioramento do tubo (ver texto sobre unidades radiográficas), podendo até mesmo bloquear o equipamento durante um exame ("travar");
- Quando o tubo de raios-X completa a quantidade de fatias para o qual é recomendado, deve-se realizar a troca, pois poderá haver fuga de corrente do tubo, além de degradação da imagem.
- Devido à alta complexidade do equipamento, a manutenção do software é tão importante quanto a manutenção do próprio equipamento físico;

- É importante a disponibilidade de meios de *backup*, tais como discos ópticos, para a realização de exames;
- O papel térmico das *Dry Printers* deve ser protegido do calor, luz e químicos;
- A utilização de filmes de alto contraste para as cópias impressas dos exames garante a qualidade final do procedimento de tomografia computadorizada;

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder com testes quantitativos mensais, trimestrais e semestrais de constância de parâmetros de qualidade de imagem.

Cuidados especiais

As altas tensões presentes nos equipamentos de raios-X são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca toque nos circuitos do gerador de alta tensão, a menos que tenha certeza, que o equipamento está desligado.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos de constância, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários. Os critérios para sua aquisição devem considerar o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. A utilização dos instrumentos de teste deve ser feita por pessoal especializado. Geralmente há uma equipe de Física Médica trabalhando em conjunto com a equipe de Engenheiros Clínicos. Como ilustração, mostramos a seguir alguns instrumentos utilizados para garantir segurança e qualidade de imagem comográfica:

- *Phantoms* para CT (Ex.: Gammex MRI 463 Economy CT; Nuclear Associates 76-410-4130 CT; Nuclear Associates 76-400 Tomographic; Phantom Laboratory "Catphan Phantom"; SandStrom "Lucy"; etc);
- Dosímetros (Ex.: Capintex 192x Digital; Gammex RMI 242; RADCAL 3036 Dosimeter/Ratemeter/Timer; UNFORS Mult-O Meter 300 Series; Victoreen 4000+);

(A) (B)

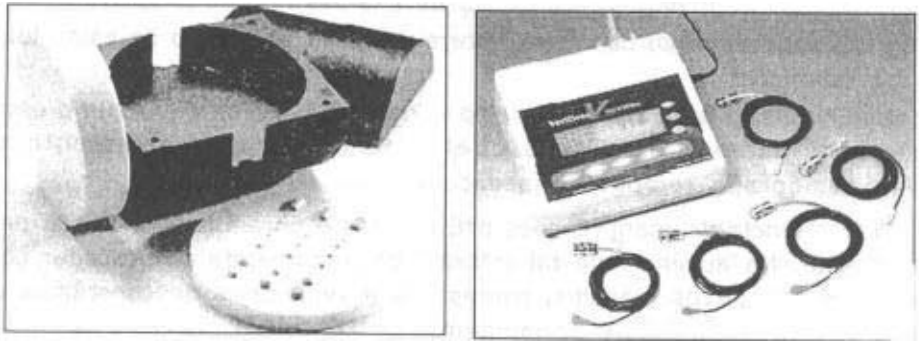


Figura 17 - (A) Phantom para CT e (B) Medidor multiparamétrico (dosímetro, medidor de KVp, etc)

(*) - Os phantoms também podem ser confeccionados segundo os padrões definidos em norma.

Testes quantitativos de constância

Estes testes devem ser realizados periodicamente por pessoal capa-citado, de forma a detectar degradações do sistema que possam indicar falhas. Apesar da programação prévia, os teste devem ser repetidos sempre que:

- houver suspeita de mau funcionamento;
- Imediatamente após o equipamento passar por uma manutenção;
- um teste de constância indicar desvios de normalidade, de forma a confirmar o resultado.

Os testes específicos devem tomar procedência segundo as indicações do fabricante e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes:

Testes Mensais:

- Ruído: a comparação do desvio padrão do CT *number* da ROI central de um *phantom* uniforme não deve variar mais de ±10% ou atingir o valor absoluto de 0,2 Hounsfield;
- CT Number Médio: a comparação do valor médio do CT *number* da

ROI central um *phantom* uniforme não deve variar mais ±4 Hounsfield de seus valores padrões;

- Uniformidade: A diferença entre a ROI central e ROI periféricas um *phantom* uniforme não pode variar mais de ±2 Hounsfield de seus valores padrões;
- Espessura da fatia *(slice thickness):* A espessura da fatia, dada pela largura meia altura (FWHM – *Full Width Half Maximum)* de um *phantom* de rampas metálicas não pode variar mais de ±1 mm para *fatias* de acima de 2 mm ou 50% da espessura da fatia para *fatias* menores que 2 mm. A FWHM é dada pela média do CT *number* da rampa e fundo;
- Posicionamento da mesa do paciente: São posicionados marcadores na mesa do paciente de forma a medir seus deslocamentos. Os deslocamentos programados de 30 cm para frente e para trás (com carga equivalente a o peso de uma pessoa e passos de 8 mm) não podem variar de mais de ±2 mm. Os retornos às posições inicias após estes mesmos deslocamentos *(backlash)* também não podem variar de mais de ±2 mm;

Testes Trimestrais:

- Resolução Espacial: É calculada a modulação (M) de cada padrão de barras de um *phantom* de pares-de-linha. A modulação é dada pela razão do desvio padrão de do CT *number* de cada par-de-linha pela subtração do CT *number* médio do par-de-linha e do fundo da imagem. O par-de-linha que oferecer modulação próxima de 0,2 é tido como padrão. A modulação deste par-de-linha não pode exceder mais de ±15% de seu valor padrão;

Testes Semestrais:

- Dose: Um dosímetro é posto dentro um *phantom* constituído de um cilindro de 32 cm de diâmetro. A superfície do detector do dosímetro fica alinhada axialmente com o tomográfo a 1 cm da superfície do *phantom.* A dose média durante a rotação do *gantry* em uma *fatia* de 2 mm não deve variar mais de ±20% de seu valor padrão;

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de tomografia estão cobertos pelas normas da *International Electrotechnical Commission* (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT(NBR). Existem também normas estrangeiras, como é o caso da *American Association for Physicists in Medicine* (AAPM) e *American College of Radiology* (ACR). São elas:

Tomografia Computadorizada:

- NBR-IEC 60601-1-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança", 1992;
- NBR-IEC 60601-1-2: "Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Compatibilidade eletromagnética – Requisitos e testes", 1993;
- NBR-IEC 61223-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-6: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação – Performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada", 1994;

Proteção Radiológica:

- NBR 6977: "Proteção radiológica – regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", 1981;
- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas", 1988;
- IEC 60601-2-44: "Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography [draft standard]"

Normas Estrangeiras para Tomografia Computadorizada:

- AAPM: "Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners, 1997;
- ACR: "Standard for performance of computed tomography in the evaluation of head trauma", 1995; "Standard for performance of computed tomography in the evaluation of abdomen and pelvis"; 1997; "Standard for performance of computed thoracic tomography", 1995;

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que nos equipamentos de tomografia, o componente mais crítico é o tubo de raios-X, sendo todas as recomendações aplicáveis aos sistemas radiográficos de uso geral (ver texto de unidades radiográficas). Também vale ressaltar que são comuns falhas devido à manipulação de *software,* sendo a manutenção e gerencia do sistema computacional tão importante quanto o próprio equipamento.

BIBLIOGRAFIA

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Units, Computed Tomography, Full-Body.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/Tomography Table Systems.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Quality Control Devices, X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Phantoms.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Printers, Dry Imaging.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR 6977:** Proteção radiológica – regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos. ABNT, 1981;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-1:** Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-2-2:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 61223-2-6:** Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação – Performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada. ABNT, 1994;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde.** Imprensa Nacional, 1994;

BRASIL. Mnistério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais.** Imprensa Nacional, 1995;

WEBB, S. **The physics of medical imaging.** Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, 1995;

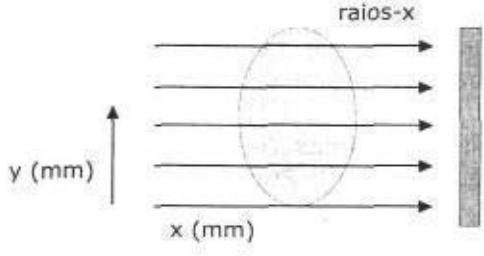
SANTANA. **Instalações Elétricas Hospitalares.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 1999;

ALBUQUERQUE, J. A. G. **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica.** Campinas, 2001, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas.

APÊNDICE

RETROPROJEÇÃO FILTRADA

Observe-se uma exposição plana de raios-X (Figura 18): a atenuação em qualquer linha do eixo y é a soma das atenuações de todos os tecidos encontrados em seu trajeto (eixo x):



$$\mu_{total}(y) = \int_{x} \mu(x, y)dx$$

Figura 18 - Esquema de absorção de radiação em cada direção de propagação.

Seja a transformada de Fourier:

$$F(u) = \Im\{f(x)\} = \int_{-\infty}^{\infty} f(x).e^{-2\pi ux} dx$$

Pelo teorema do valor médio, a integral de um sinal no domínio do tempo é igual ao seu valor DC no domínio da freqüência:

$$M_0(0) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu_0(x) dx = \mu_{TOTAL}(0)$$

A transformada de Fourier, na freqüência nula, de uma radiografia plana é igual à soma das absorções de todos os objetos em seu trajeto ou seja, na direção de q (Figura 19).

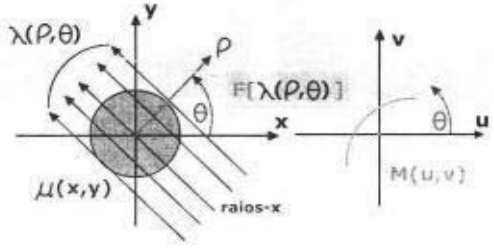


Figura 19 – Projeção nos domínios do espaço e da freqüência.

Através da rotação da fonte de raios-X pode-se encontrar outras linhas da imagem de absorção no domínio das freqüências (Figura 20).

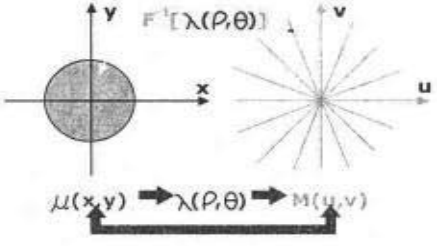


Figura 20 – Composição das projeções em diferentes direções de propagação.

Considerando o sistema linear, pode-se somar todos os resultados e aproximar M(u,v) por M(r,q). Finalmente aplica-se à transformada de Fourier inversa em M(u,v), resultando diretamente em m(x,y):

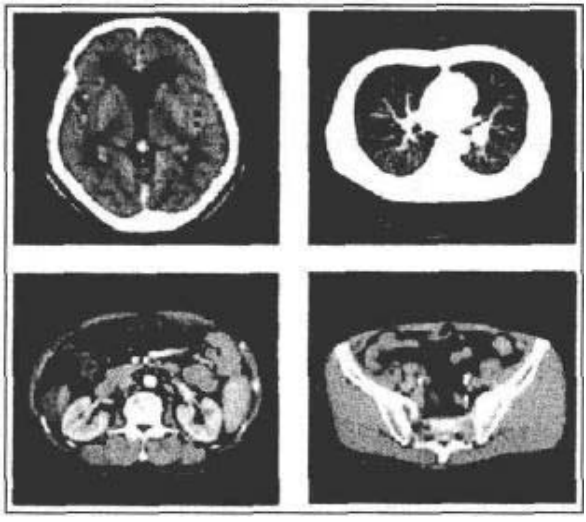


Figura 21: Imagens de CT, obtidas pelo método da retroprojeção.

No entanto, observa-se uma concentração das componentes M(u,v) nas baixas freqüências. Isto ocorre em função da simetria circular das amostras M(r,q).

Para compensar este efeito utiliza-se a filtração das amostras, $M_j(r)$, por um filtro passa-altas de forma a equilibrar a distribuição de energia no espectro reconstituído. Os filtros utilizados são normalmente lineares do tipo $P_q(r) = |r|$. Assim, aproxima-se M(u,v) por P(r,q).M(r,q). Este algoritmo é conhecido como retroprojeção filtrada, sendo a base dos algoritmos de reconstrução tomográfica.

Nos sistemas com abertura do feixe de raios-X, deve-se compensar a geometria cônica das amostras e no caso das tomografias helicoidais, a reconstituição é realizada volumetricamente. De fato, as diversas tecnologias de software empregadas nas tomografias fazem grande parte do valor agregado do equipamento.

COMPLEMENTO

Uma formulação, matematicamente mais criteriosa, para o algoritmo de retroprojeção filtrada é fornecida a seguir.

Atenuação de uma camada absorvente (lei de Beer):

$$I(x) = I_0 e^{-\int_{-\infty}^{\infty} \mu(x)\,dx}$$

Imagem plana radiográfica inclinada em q (projeção do perfil de atenuação na direção x'):

$$\lambda_\theta(x') = -\ln\left[I_\theta(x') / I_\theta^0(x')\right]$$

$$\lambda_\theta(x') = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} \mu[x,y]\,\delta(x\cos\theta + y\,\mathrm{sen}\theta - x')\,dx\,dy$$

Filtração das projeções antes da reconstrução:

$$\lambda_\theta^*(x') = \lambda_\theta(x') \otimes p(x')$$

$$p(x') = 2\rho_{max}^2 .sinc(2\rho_{max}x) - \rho_{max}^2 .sinc^2(2\rho_{max}x)$$

Reconstrução tomográfica da imagem:

$$\mu[x,y] = \int_0^{\pi} \lambda_\theta^*(x')\,d\theta \quad | \; x' = x\cos\theta + y\,\mathrm{sen}\theta$$

CAPÍTULO 17

UNIDADES ELETROCIRURGICAS

Elaborado por:
Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 583

HISTÓRICO 583

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 584

Dessecação eletrocirúgica 585
Corte eletrocirúgico 585
Fulguração eletrocirúrgica (coagulação) 586
Blend (corte misto) 587

EFEITOS DA CORRENTE NO CORPO HUMANO 588

Intensidade da corrente 589
Duração da corrente 589
Freqüência da corrente 590
Densidade corrente 591
Caminho percorrido pela corrente 591

TIPOS DE OPERAÇÃO 594

Eletrocirurgia monopolar 594
Eletrocirurgia bipolar 596
Coagulação com feixe de Argônio (ABC) 597

DIAGRAMA DE BLOCOS 598

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 599

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 600

Cuidados especiais 601
Inspeções qualitativas 601
Testes quantitativos 602
Normas técnicas aplicáveis 602
Manutenção preventiva 603

INTRODUÇÃO

Os equipamentos eletrocirúrgicos (Electrical Surgical Units - ESU) são utilizados como complemento (ou mesmo alternativa) aos bisturis convencionais durante procedimentos cirúrgicos, com o objetivo de realizar corte e, ou coagulação dos tecidos de maneira rápida e segura.

As vantagens da eletrocirurgia sobre o bisturi convencional são:

- Corte e coagulação do sangue (hemostasia) simultâneos, se desejado;
- Acesso mais fácil a determinados locais cirúrgicos (em endocirurgia ou laparoscopia);
- Destruição pelo calor das células no local da cirurgia, contribuindo para minimizar o risco de disseminação de células doentes.

O efeito hemostático (estancar hemorragia) é essencial em intervenções em órgãos muito vascularizados ou com rede capilar muito densa (fígado, baço, tireóide, pulmões), ou para cirurgia cardíaca, quando são usados medicamentos anticoagulantes.

Controlar o sangramento durante a cirurgia contribui para melhorar a visualização do campo cirúrgico pelo cirurgião e reduz a perda de sangue do paciente.

HISTÓRICO

O uso do calor para estancar sangramentos é uma prática muito antiga. Em 3000 a.C. já se utilizavam ferramentas aquecidas no fogo para tratar hemorragias decorrentes de lesões acidentais;

1891: d'Arsonval documentou a passagem de corrente elétrica de alta frequência (gerada por centelhamento) pelo corpo humano sem a manifestação de dor ou estimulação neuromuscular;

1908: construção do primeiro oscilador eletrônico usando válvulas termo-iônicas;

1929: Bovie construiu o primeiro equipamento comercial de corte e hemostasia utilizando correntes elétricas de alta frequência;

Década de 70: o advento dos transistores permitiu a construção de equipamentos de eletrocirurgia menores, compactos e melhor adaptados aos centros cirúrgicos e ambulatórios;

Década de 90: os circuitos usando microprocessadores permitem monitorar e controlar continuamente a potência que circula pelo paciente, aumentando a segurança e a eficiência dos equipamentos.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

As unidades de eletrocirurgia são equipamentos eletrônicos portáteis destinados a gerar e aplicar correntes elétricas de alta frequência e alta potência, com o objetivo de produzir aquecimento local instantâneo e controlado e com isso realizar corte e, ou hemostasia. Para tanto, é necessário que as correntes elétricas atravessem o corpo (ou ao menos uma parte dele).

Os efeitos da passagem de corrente elétrica pelos tecidos vivos são determinados por fatores relacionados tanto com o tecido (impedância, umidade, condutividade térmica), como com a corrente elétrica utilizada (intensidade, frequência, forma de onda).

Impedância é a relação entre a queda de tensão através de um elemento de circuito (por exemplo, um tecido vivo) e a corrente que o atravessa. A unidade de impedância elétrica é o ohm (52).

A impedância total de um circuito pode consistir de qualquer combinação de resistência, capacitância ou indutância; todas são características elétricas intrínsecas dos materiais. Nos tecidos vivos as impedâncias variam tipicamente de 500 S2 (em tecidos muito vascularizados), a muitos milhares de ohms - kΩ (em gorduras, cartilagens ou ossos).

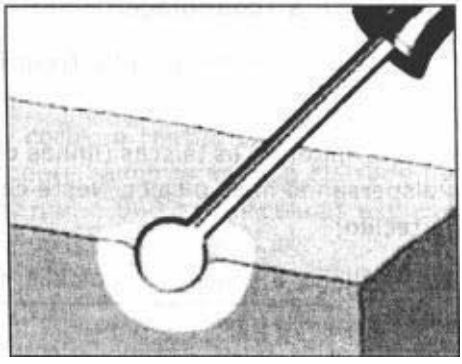
Em eletrocirurgia, o calor que destrói os tecidos não é produzido pelo contato com um metal aquecido, mas pela conversão de energia elétrica em calor no tecido. Esta conversão resulta nas seguintes modificações: entre 43 ºC e 45 ºC ocorre retração dos tecidos; as atividades enzimáticas se reduzem após os 50 ºC, a coagulação das proteínas ocorre entre 50 ºC e 60 ºC. De 90 ºC a 100 ºC o tecido é completamente desidratado (dessecado) e a água contida nos tecidos evapora sob temperaturas superiores a

1.00 °C. A carbonização ocorre com temperaturas acima de 150 ºC, enquanto a vaporização dos tecidos ocorre em temperaturas superiores a 300 ºC.

Os principais efeitos cirúrgicos são descritos abaixo:

Dessecação Eletrocirúrgica (secagem térmica):

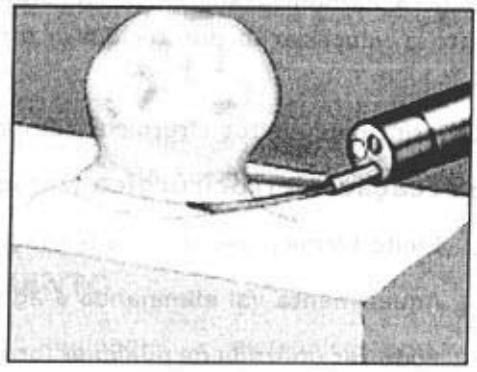
- Efeito térmico gerado pela passagem da corrente de alta frequência;
- Aquecimento vai eliminando a água, com formação de bolhas;
- Pode ser utilizada de qualquer forma de onda e baixos níveis de energia elétrica;
- Importante manter o eletrodo limpo, pois a eficiência depende do bom contato elétrico com o tecido (não há centelhamento). Usam-se eletrodos com grande superfície.



Corte Eletrocirúrgico:

- As células são aquecidas tão rapidamente que explodem devido ao calor, deixando uma cavidade;
- O calor é dissipado pelo vapor, não se propagando às vizinhanças;
- O corte do tecido obtido pelo centelhamento (eletrodo não toca o tecido). Usam-se eletrodos de pequena área, para aumentar a densidade de corrente e concentrar o calor em um ponto.

(a)



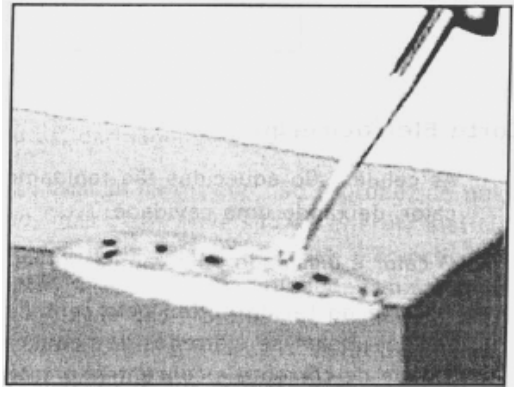
(b)

a) Corte de tecido muscular com eletrodo tipo lâmina (a lâmina não afiada e nem toca o tecido).

b) Corte de vilosidade com eletrodo tipo loop de fio, em laparoscopia

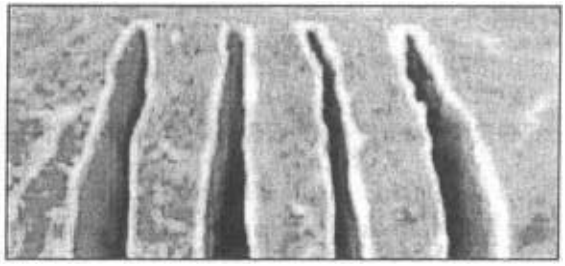
Fulguração Eletrocirúrgica (coagulação):

- Aplicação de pacotes de energia (alta frequência) provocando centelhamento;
- O aquecimento é intermitente, as faíscas (linhas claras na figura abaixo) são longas dispersando mais o calor. Neste caso, o eletrodo também não toca o tecido;
- A temperatura não chega a provocar explosão das células, que se desidratam mais lentamente sem produzir corte.
- A coagulação é superficial, formando uma capa marrom clara que impede hemorragia.

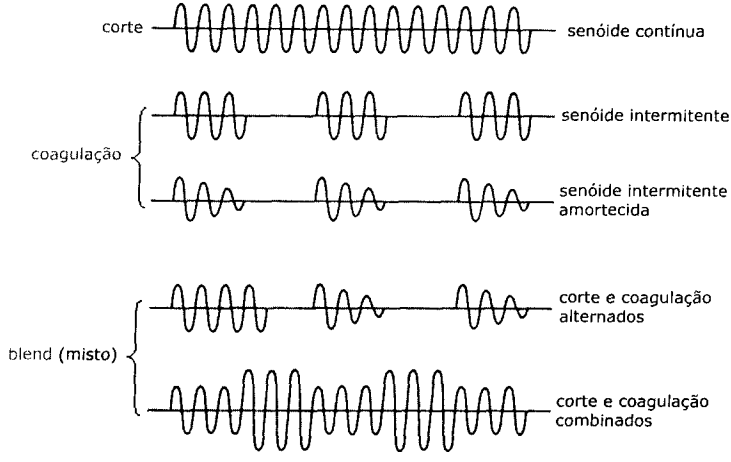


Blend (corte misto):

- Situação intermediária entre 2 e 3, com pacotes de energia mais intensos, produzindo corte e fulguração das regiões vizinhas, com efeito hemostático moderado;
- Pode-se ver na figura abaixo cortes com diferentes níveis de coagulação (aumentando para a direita), com um mesmo eletrodo e mesma potência.



As formas de onda da corrente elétrica que resultam nos efeitos acima podem ser melhor visualizadas na figura a seguir. Uma forma senoidal contínua resulta em corte, pela elevação rápida da temperatura e vaporização celular. Para corte, a tensão elétrica tem que ser suficientemente alta para produzir centelhamento entre o eletrodo de aplicação e o tecido vivo (aproximadamente, 1.000 V). As células explodem deixando uma cavidade que forma a incisão.

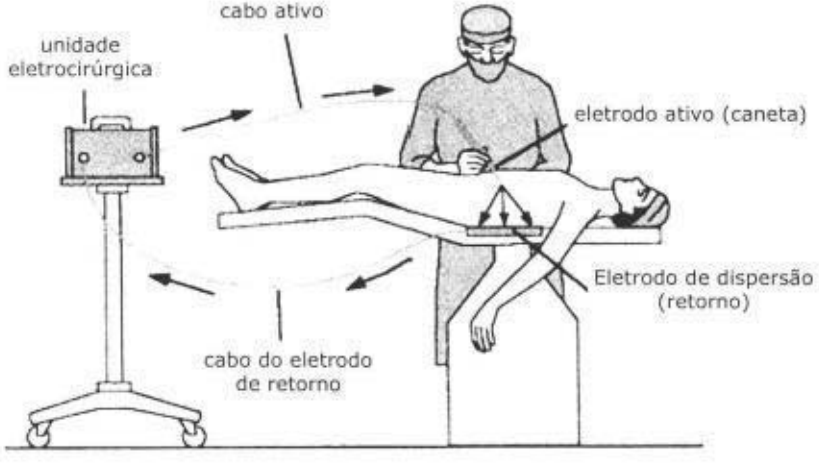


No modo coagulação, a corrente elétrica consiste de curtos "pacotes" de ondas senoidais, intercalados de períodos de pausa elétrica. Isso produz um aumento gradual da temperatura (uma vez que o gerador não entrega energia na maior parte do tempo), permitindo a evaporação dos fluidos intra e extracelulares, resultando em uma retração dos tecidos.

No modo misto (blend), durante os períodos em que o gerador está atuando, a tensão elétrica pode alcançar valores mais elevados do que no modo corte, mas com intervalos de pausa menores do que no modo coagulação. É importante lembrar, entretanto, que as características dos tecidos também podem modificar estas formas de onda.

EFEITOS DA CORRENTE NO CORPO HUMANO

Os equipamentos de eletrocirurgia são baseados na passagem da corrente elétrica pelo corpo humano, conforme pode ser visualizado na figura abaixo. A corrente segue o caminho representado pelas flechas pretas:



Para compreender o que acontece nos tecidos vivos quando são atravessados pela corrente elétrica, segue uma rápida discussão sobre os fatores que condicionam os efeitos dessa passagem de corrente:

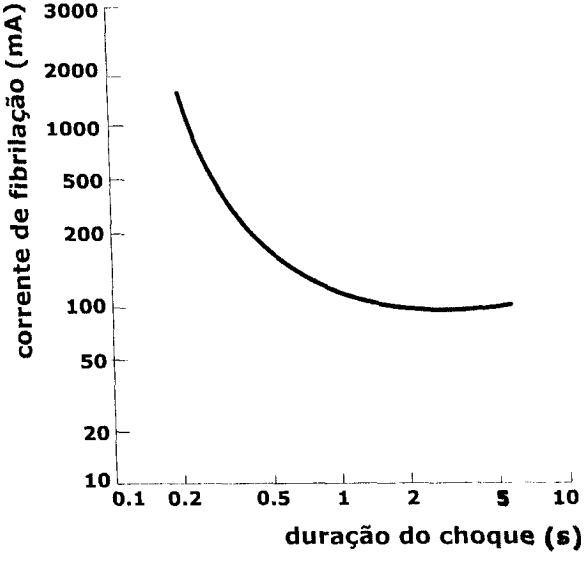
Intensidade da Corrente

INTENSIDADE	*EFEITO*
< 1 mA	Imperceptível se aplicada externamente. No coração, correntes maiores que 10 μA podem causar fibrilação ventricular.
Entre 1 e 10 mA	Limiar de percepção
Entre 10 e 30 mA	Perda de controle motor (*let-go*)
Entre 30 e 75 mA	Parada respiratória
Entre 75 e 250 mA	Fibrilação ventricular
Entre 250 mA e 4 A	Contração cardíaca sustentada
> 4 A	Queimadura dos tecidos

Estes efeitos são para corrente de 60 Hz, aplicadas a um homem de 70 kg, durante 1 a 3 segundos.

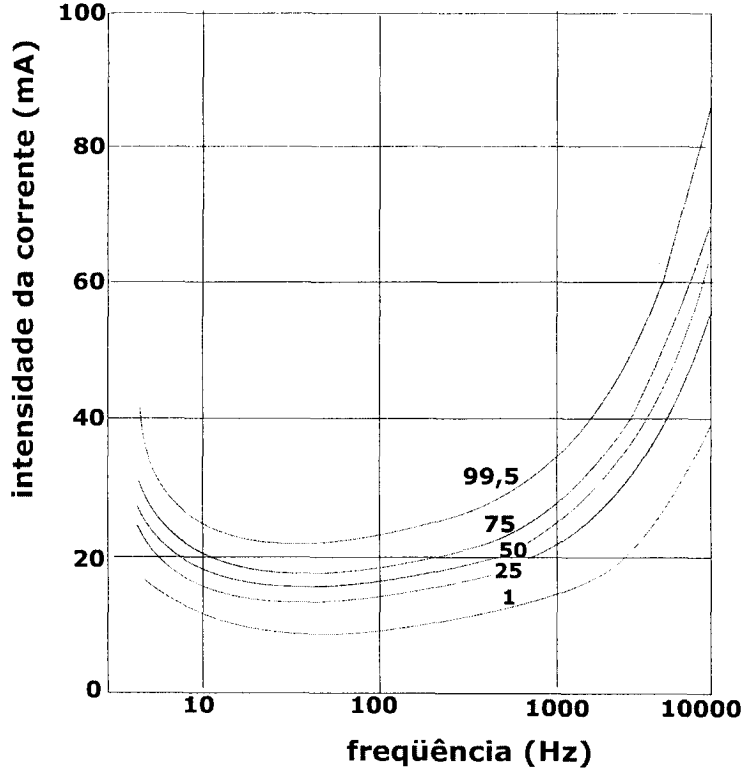
Duração da Corrente

- O tempo de passagem da corrente pelo corpo no gráfico abaixo é dado em função do limite da corrente para ocasionar fibrilação ventricular.



Freqüência da Corrente

- Os tecidos musculares e nervosos são excitáveis pela passagem de corrente elétrica;
- O "modelo elétrico" das células que compõem esses tecidos apresenta capacitâncias, portanto a resposta excitatória dependente da freqüência da corrente;
- O gráfico abaixo representa o limiar da perda de controle motor (corrente de let-go) para homens de 70 kg (em % de probabilidade). Por exemplo, a linha central mostra as intensidades da corrente (segundo a frequência) para que 50 % dos homens percam o controle de sua musculatura. Note como essa intensidade varia com a frequência.



Densidade da Corrente (mA / mm^2)

- No local da aplicação da corrente, o efeito sobre os tecidos depende da densidade de corrente:

Densidade de corrente	*Efeito*
<10 mA / mm2	Sem alteraões perceptíveis na pele.
Entre 10 e 20 mA / mm2	Avermelhamento na região de contato.
Entre 20 e 50 mA / mm2	Coloração marrom na região de contato. Para t > 10 s, formação de bolhas.
> 50 mA / mm2	Início da cerbonização dos tecidos.

- Percebe-se que para uma mesma intensidade de corrente (mA), os efeitos podem ser desde imperceptíveis até queimaduras, dependendo apenas da área de contato (mm^2) desta corrente com o corpo.

Caminho Percorrido pela Corrente

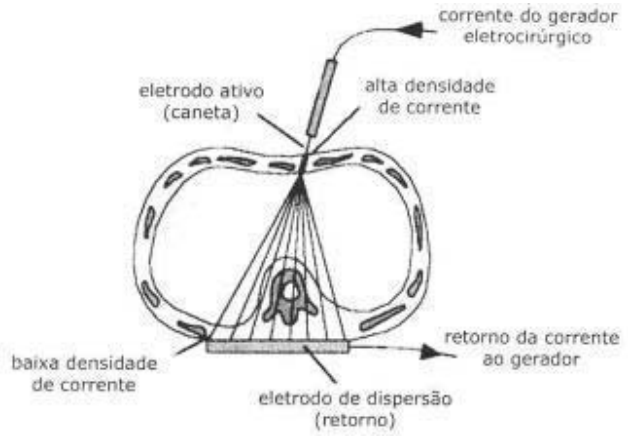
- Os efeitos da corrente elétrica variam de acordo com o tipo de tecido que a corrente atravessa;
- Caminhos de corrente que atravessam o coração representam maior risco de fibrilação do que qualquer outro;
- A impedância dos tecidos em geral é inversamente relacionada com a quantidade de água neles contida. Ossos, gorduras e tecidos submetidos previamente à dessecação apresentam altas impedâncias, limitando a intensidade da corrente elétrica, reduzindo o efeito da corrente;
- Caminhos que incluem ossos ou tecidos fibrosos com elevada impedância são menos excitáveis, mas podem sofrem modificações irreversíveis pelo efeito térmico.

CONCLUSÃO:

- A passagem da corrente elétrica pelo corpo humano causa diversos efeitos, dependendo da combinação destes cinco fatores acima. O que se pode deduzir é que os efeitos são tanto mais pronunciados quanto maior for a intensidade, a densidade e o tempo de aplicação da corrente elétrica;

- Percebe-se, no entanto, que a faixa de freqüências para a qual o corpo humano é mais sensível é entre 20 e 100 Hz. Para freqüências muito mais elevadas que estas, a corrente elétrica não estimulará nervos ou músculos (não há a sensação de choque elétrico) e o efeito é apenas a produção de calor local;
- Por outro lado, em correntes de altas freqüências (acima de 4 MHz), os efeitos reativos de capacitância e indutância do circuito elétrico tornam-se muito pronunciados, sendo difícil manter a corrente confinada aos cabos condutores. Por esta razão, os equipamentos comerciais utilizam freqüências na faixa entre 250 kHz e 1 MHz (também conhecidas como radiofreqüências – RF);
- Na maioria dos equipamentos comerciais, a característica que pode ser ajustada é potência. A impedância do circuito aumenta quando o tecido perde líquido por evaporação e, em decorrência disso, a corrente diminui. A característica potência de saída versus impedância do tecido permite ao cirurgião exercer controle sobre a corrente que atravessa o paciente. Equipamentos recentes incorporam circuitos microprocessados para manter a corrente constante independente da impedância dos tecidos (dentro de uma faixa de operação);
- O cirurgião também pode controlar a densidade de corrente selecionando o tipo e tamanho do eletrodo ativo.

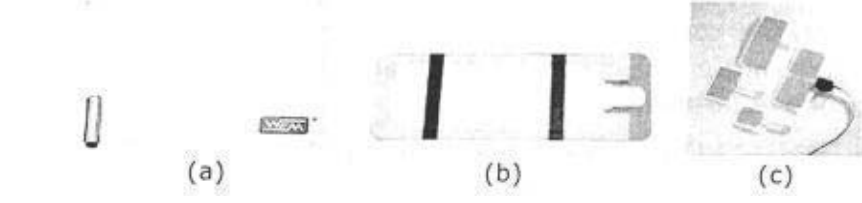
Estas conclusões têm grande importância prática, pois é baseado nelas que os equipamentos de eletrocirurgia são projetados. Quando o efeito desejado é a produção de calor local para corte ou coagulação, a densidade de corrente deve ser máxima (ponta de aplicação fina). Por outro lado, a corrente que circula pelo corpo deve fechar o circuito com o gerador eletrocirúrgico através do circuito de retorno (eletrodo de dispersão e cabo de retorno). Apesar da corrente ter a mesma intensidade em todo o circuito, a área do eletrodo de dispersão é muito maior que a da ponta de aplicação e portanto, nessa região não há efeito perceptível da passagem da corrente.



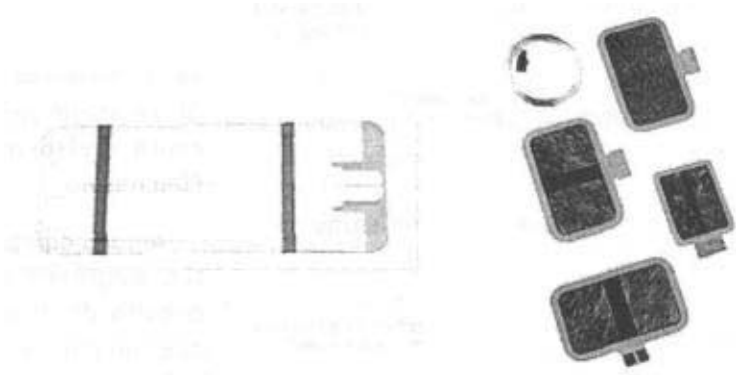
Esta figura mostra o corte transversal do tórax humano sendo atravessado pela corrente eletrocirúrgica (flechas).

Alguns equipamentos dispõem de um circuito de segurança que compara a corrente fluindo pelo cabo do eletrodo ativo com a corrente de retorno pelo cabo do eletrodo de dispersão. Se houver diferença entre elas, significa que parte da corrente está retornando por outro caminho (e portando atravessando o paciente por outra região), o que pode ocasionar queimaduras se houverem densidades de corrente suficientes. Neste caso, o equipamento é automaticamente desligado e um alarme é acionado.

Outro problema que pode ocorrer é a área de contato entre o eletrodo de dispersão e o corpo ser reduzida inadvertidamente, por movimentos durante a cirurgia. Este é um problema sério e relativamente freqüente, sobretudo em cirurgias ortopédicas, onde muita mobilização do paciente é executada. Para reduzir este risco, os fabricantes desenvolveram placas de retorno flexíveis e autocolantes, que se adaptam às curvaturas do corpo, assegurando bom contato na totalidade da área. Estes eletrodos são descartáveis, e por isso mais caros.



1) Eletrodo de dispersão simples, rígido, em aço inox. Conector tipo plug;
2) Eletrodo de dispersão flexível autocolante descartável. Conector especial;
3) Linha de eletrodos de dispersão de um fabricante, incluindo REM.



Outra solução para o problema da perda de contato entre o eletrodo de dispersão e a pele foi a implementação de um circuito que mede constantemente a impedância desta interface (eletrodo-pele). O eletrodo é dividido em duas partes iguais isoladas entre si (split) e o circuito auxiliar (Return Electrode Monitor – REM) mede a impedância elétrica entre as duas partes (vide figura abaixo).

Se este valor for muito elevado (> 150 Ω), significa que o eletrodo não está em bom contato com a pele, ou o cabo apresenta defeito. Se for muito baixo (< 5 Ω), significa que as partes do eletrodo estão encostadas uma na outra (ou com excesso de gel condutivo), e portanto o sistema de monitoração está inoperante. Em ambos os casos, o funcionamento do equipamento é interrompido e um alarme é acionado.

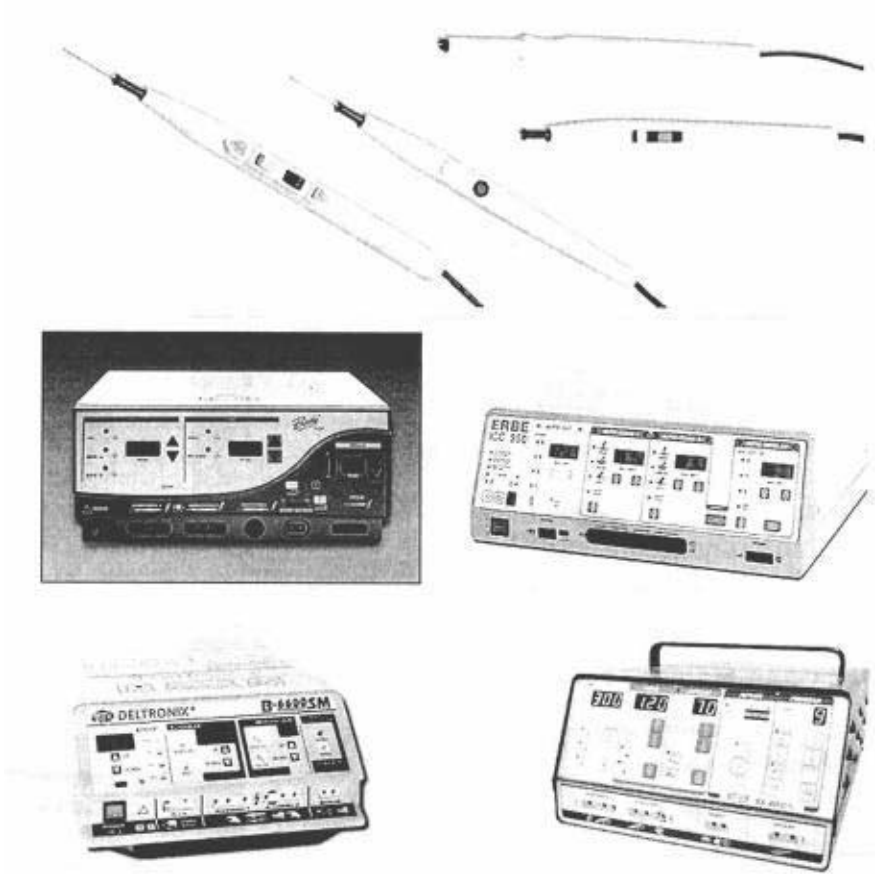
TIPOS DE OPERAÇÃO

Eletrocirurgia Monopolar

- O tecido é cortado e, ou coagulado por fazer parte de um circuito elétrico que inclui um gerador de RF, amplificador, cabos e eletrodos, como visto acima;
- A corrente de RF é conduzida ao local da cirurgia por um cabo e um eletrodo (ativo – caneta de cirurgia). Daí o nome monopolar;
- A corrente retorna através de um eletrodo de dispersão (placa de retorno – geralmente colocada em local afastado do sítio cirúrgico) e pelo cabo de retorno;

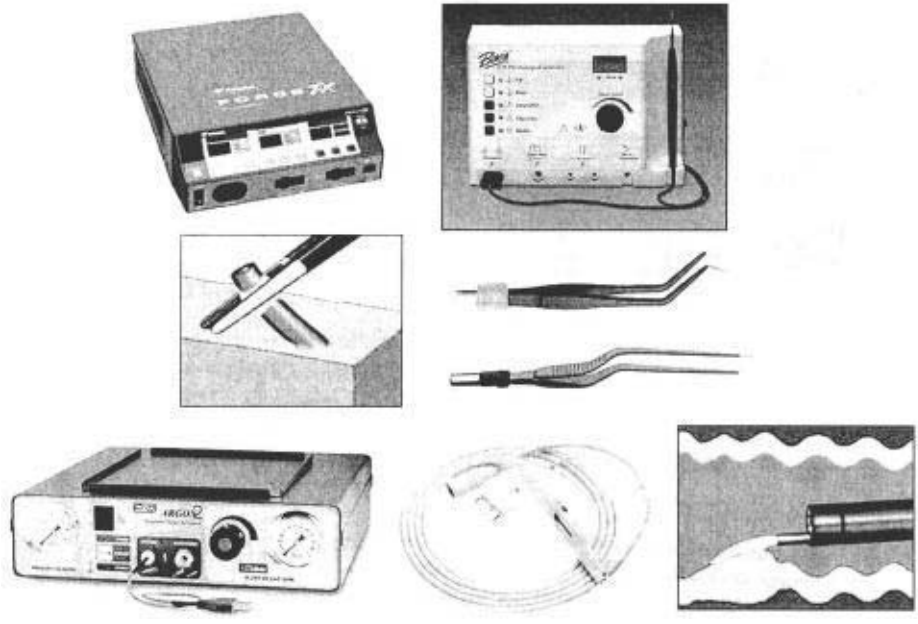
- O efeito térmico é produzido pela resistência elétrica do tecido à passagem da corrente e pela densidade de corrente (e não pelo aquecimento do eletrodo de aplicação);
- Para evitar aquecimento e queimaduras no paciente na região de retorno da corrente, o eletrodo de dispersão deve ter uma superfície de contato grande para oferecer um caminho de baixa resistência e baixa densidade de corrente;
- Figura mostrando a linha de canetas monopolares de um fabricante, onde se podem ver os botões de acionamento (coagulação ou corte).

Seguem alguns exemplos de equipamentos:



Eletrocirurgia Bipolar

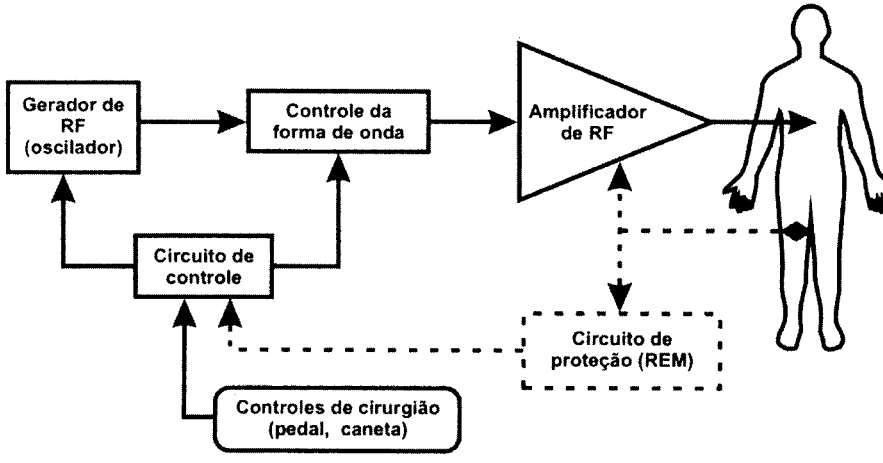
- Neste caso são utilizados dois eletrodos (geralmente iguais, como as pontas de uma pinça ou tesoura), que funcionam como os eletrodos ativos e de retorno do modo monopolar (ou seja, aqui não há necessidade da placa de retorno);
- Este modo é restrito a pequenos volumes de tecido, na região vizinha dos eletrodos;
- Por eliminar a corrente de dispersão, o risco de queimaduras no paciente em outras partes do corpo é menor;
- É utilizado principalmente para coagular tecidos finos, como em neurocirurgia, ginecologia e oftalmologia;
- A potência elétrica envolvida no modo bipolar é muito menor que no monopolar. Normalmente a função bipolar está disponível na maioria dos equipamentos monopolares.
- A figura abaixo mostra detalhe de uma cauterização de vaso sanguíneo com pinça bipolar (como os modelos ao lado).



Coagulação com Feixe de Argônio (Argon Beam Coagulator – ABC)

- A coagulação normal depende de centelhamento (ionização do ar, que passa a conduzir a corrente, como em minúsculas descargas atmosféricas). O problema é que este centelhamento pode iniciar labaredas nos tecidos gordurosos, é irregular (não pode ser dirigido) e resulta em tecido coagulado de espessura variável, que pode voltar a sangrar;
- Sistemas de coagulação monopolares podem ser melhorados com a adição de um feixe de argônio no local do centelhamento, pois este gás nobre se ioniza sob tensões mais baixas que o ar, sem aumento de temperatura, formando um verdadeiro "pincel" de corrente elétrica;
- O resultado é uma coagulação rápida e homogênea, ideal para grandes áreas de sangramento em tecidos muito vascularizados e em grandes cirurgias;
- O sistema de argônio pode ser independente do equipamento de eletrocirurgia, ou fazer parte do mesmo equipamento. O fluxo de gás pode ser automático (controlado pelo disparo do gerador, com fluxo ajustável de acordo com a potência elétrica empregada) ou manual, onde o operador ajusta um fluxo independente do gerador;
- São necessárias canetas especiais, para acoplar a saída do gás e os seus controles;
- O fluxo de argônio promove a formação de um canal de corrente cilíndrico estável e fácil de controlar. Ajuda a manter limpa a área da cirurgia (livre de fumaça, melhorando a visibilidade do cirurgião) e melhorando a formação da escara.
- A figura acima mostra a coagulação por feixe de argônio; detalhe construtivo da caneta, com seus contatos elétricos, conector de gás e controles; equipamento acessório que permite adicionar a função "coagulação por argônio" em um equipamento de eletrocirurgia comum.

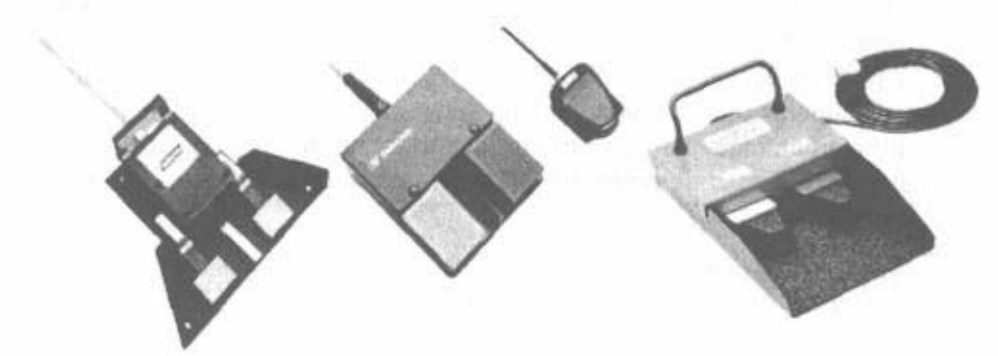
DIAGRAMA DE BLOCOS


Gerador de RF (oscilador)
Controle da forma de onda
Amplificador de RF
Circuito de controle
Circuito de proteção (REM)
Controles de cirurgião (pedal, caneta)

- Os blocos [ ] são funcionais e estão presentes no interior de todos os equipamentos de eletrocirurgia, independente do fabricante;
- O amplificador de potência entrega até 400 W (dependendo do modelo), com graduações tanto na potência máxima quanto nos intervalos de blend. A potência geralmente não ultrapassa 50 W nos coaguladores bipolares;
- O circuito de proteção ([ ]) (REM) será obrigatório somente após a publicação da revisão da norma NBR-IEC 60601-2-2, e portanto, não está presente em todos os modelos. Como visto acima, consiste de um medidor de impedância entre as partes do eletrodo de dispersão, que interrompe o funcionamento do equipamento e aciona um alarme;
- As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas razões já comentadas acima ou porque se trata de operação bipolar, sem eletrodo de retorno.

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Os equipamentos de eletrocirurgia são intrínseca e potencialmente perigosos. Todos os usuários devem estar plenamente conscientes dos riscos, compreender os princípios de funcionamento e serem treinados para operar dentro dos limites de segurança destes equipamentos. Os problemas mais comuns em eletrocirurgia são as queimaduras e feridas por excesso de potência ou altas densidades de corrente em locais imprevistos;
- As correntes de RF podem interferir em outros circuitos eletrônicos (equipamentos de monitoração, oxímetros, marca-passo, etc.) criando situações de risco ao paciente e ao operador;
- Os marca-passos antigos são mais vulneráveis, podendo modificar (aumentar) a frequência de pulsos quando submetidos a interferências de RF. Esta condição pode levar o paciente à taquicardia e mesmo à fibrilação ventricular;
- O efeito da interferência pode ser reduzido se a corrente de RF eletrocirúrgica não passar perto do coração. Isso é conseguido utilizando instrumentos bipolares sempre que possível. Se for utilizado eletrodo de retorno, este deve ser localizado o mais próximo possível do local da cirurgia e o caminho da corrente entre eletrodo ativo e o de retorno deve ser o mais distante possível do coração;
- Se o eletrodo de retorno for aterrado, funcionará como escoadouro de todas as correntes passando pelo paciente para terra (independente da atividade do equipamento de eletrocirurgia). Se ocorrer uma falha no isolamento de algum outro equipamento em contato com o paciente (foco cirúrgico, serra, furadeira, monitor de ECG, etc.), a tensão de alimentação de 60 Hz destes equipamentos pode escoar para terra através do paciente, eletrocutando-o. Por esta razão os equipamentos com saída isolada são os mais utilizados;
- O centelhamento produzido por comutação de corrente elétrica pode causar explosão se houver no ambiente gases inflamáveis e oxigênio nas proporções adequadas. Como a eletrocirurgia envolve centelhamento para o tecido (ou nos contatos dos pedais de acionamento), não é seguro utilizar anestésicos ou gases inflamáveis em conjunto com estes equipamentos. Abaixo alguns exemplos de pedais.



ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

Equipamentos de eletrocirurgia são dispositivos predominantemente eletrônicos, portanto com poucas partes ou peças sujeitas a desalinhamentos ou desgastes mecânicos. As partes passíveis de avarias mecânicas são os cabos e respectivos conectores (que podem ser tracionados acidentalmente a ponto de terem a isolação danificada ou mesmo se romperem), o pedal de acionamento e a caixa do equipamento, que podem sofrer choques mecânicos e receberem respingos de drogas ou líquidos orgânicos no ambiente cirúrgico e o eletrodo de retorno.

Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de circuitos de alta-tensão pode resultar em acúmulo de poeira e poluição condutiva, com conseqüente aumento nas correntes de fuga.

A frequência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder a uma inspeção geral a cada seis meses, observando itens qualitativos, testes quantitativos e procedimentos de manutenção, conforme será visto abaixo. Um estoque de peças para pequenos reparos de emergência deve ser obtido junto ao fabricante.

Cuidados especiais

As altas-tensões presentes nos equipamentos de eletrocirurgia são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca realize sozinho testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado.
- Nunca toque ou segure as partes condutivas dos eletrodos a menos que esteja seguro que o equipamento está desligado.
- Nunca realize os testes e inspeções de todas as unidades ao mesmo tempo, para não deixar a equipe médica sem equipamentos no caso de uma emergência.

Inspeções qualitativas

Os itens abaixo devem ser verificados por inspeção visual, e os resultados incluídos em uma planilha com o histórico do equipamento.

- Caixa, estojo, chassis, painel, tampa;
- Carrinho, suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação;
- Rodízios do carrinho (no caso de ser este o tipo de suporte);
- Cabo de alimentação, tomada, fixação mecânica do cabo, terminal de aterramento;
- Fusíveis, disjuntores do equipamento (p. ex: térmico), dispositivos de proteção de sobrecarga;
- Cabos de conexão com os eletrodos, pedais e seus conectores. Particular atenção na continuidade do cabo do eletrodo de dispersão e no dispositivo de monitoração de contato deste com a pele, se houver;
- Eletrodos (ativo e de retorno);
- Chaves e controles (mesmo os redundantes, como chave no painel e na caneta);
- Indicadores, mostradores luminosos (de funcionamento normal e alarmes);
- Alarmes e outros sinais audíveis;

- Marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- Acessórios (cabos, pedais, gel, eletrodos);
- Dispositivos especiais (REM, etc.).

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados por pessoal capacitado, de acordo com as indicações do fabricante e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes. Os valores abaixo são apenas indicativos. Verifique os valores adequados para o seu equipamento.

- Resistência de aterramento ("terceiro pino" da tomada) em relação à caixa ou chassis do equipamento [< 0,5 Ω];
- Resistência entre aterramento e eletrodo de retorno [< 0,15 Ω (saída aterrada), ou > 20 MΩ (saída isolada)];
- Potência ou corrente de saída;
- Continuidade dos cabos e eletrodos;
- Análise das formas de onda.

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de eletrocirurgia estão cobertos pelas normas da International Electrotechnical Commission (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT (NBR). Existem também normas nacionais estrangeiras, como é o caso da American Association for Medical Instrumentation (AAMI). São elas:

- NBR-IEC 60601-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança", 1997;
- NBR-IEC 60601-2-2: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência", 1998;
- IEC/TR3 61289-2: "High frequency surgical equipment - Part 2: Maintenance", 1994;
- ANSI/AAMI HF18: "Electro surgical devices", 2001.

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que nos equipamentos de eletrocirurgia, os componentes mais críticos estão ligados ao circuito de potência em alta frequência (transistores de saída, transformadores, cabos de aplicação e eletrodos), e os conectores.

Deve também fazer parte da manutenção preventiva a limpeza externa do equipamento, com especial atenção aos eletrodos, que podem acumular resíduos orgânicos e resíduos de gel condutor, colocando em risco a segurança do paciente.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários. Os critérios para sua aquisição devem considerar o número de equipamentos de eletrocirurgia da instituição, o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Os principais instrumentos são:

- Analisador de equipamentos de eletrocirurgia (ex: Bio-Tek RF 302, RF 303 ou Dynatech-Nevada 443). Testam diversos parâmetros funcionais exigidos pelas normas, como potência e corrente de saída sobre diversas cargas, atenuação para visualização da forma de onda em osciloscópio, teste dos dispositivos de proteção, etc.;
- Testador de isolação elétrica (ex: Dynatech 235A). Testa, igualmente, diversos parâmetros exigidos pelas normas, como resistência de aterramento, corrente de fuga, isolação elétrica, etc.

CAPÍTULO 18

UNIDADES RADIOGRÁFICAS

Elaborado por:
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
Colaboradores: Jorge André G. Albuquerque (Mestre em Engenharia Elétrica, área de concentração Engenharia Biomédica); Salvador de Campos Leite Jr. (Manutenção).

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 607

HISTÓRICO 607

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO 608

Visão geral 608
Diagrama de Blocos 610
Processadora automática de filmes e impressora "dry" 633
PACS: LAN/WAN – RIS/HIS 634
Scanner de filmes 636
Novos parâmetros da qualidade de imagem radiológica 636

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO 637

Proteção radiológica 637
Espaço físico 637
Instalações elétricas 638

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO 640

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO 641

Cuidados especiais 645
Instrumentos de teste 645
Testes quantitativos 646
Normas técnicas aplicáveis 647

BIBLIOGRAFIA 650

INTRODUÇÃO

A radiologia geral de diagnóstico foi a primeira técnica de diagnóstico por imagem e continua sendo hoje uma das mais importantes modalidades. Suas principais aplicações são em traumatologia e ortopedia (obtenção de imagens do crânio e do sistema esquelético) e estudo dos órgãos respiratórios. Outras modalidades de raios-X são utilizadas em cardiologia (angiografia), urologia, dosimetria óssea (medida da densidade óssea), mielografia (imagens da medula óssea) e neuroradiologia.

As imagens em radiodiagnóstico são obtidas pela interação da radiação com os tecidos. A imagem formada é resultado da detecção de fótons de raios-X que não foram absorvidos durante a exposição do paciente à radiação. Desta forma, a radiografia consiste em uma imagem de transmissão, ou seja, é uma projeção plana do perfil espacial de absorção dos tecidos.

HISTÓRICO

1895: Wilhelm Conrad Röntgen, físico alemão, descobriu os raios-X em suas experiências com tubos de raios catódicos;

1896: Röntgen tornou pública sua descoberta em 1896, sem registrar patente, por considerá-la um patrimônio da humanidade. Como resultado, a técnica teve uma rápida difusão. Röntgen recebeu o primeiro prêmio Nobel de Física, em 1901;

1896: Ratcliffe e Hall-Edwards utilizaram a técnica para obter uma imagem da mão de uma paciente, fornecendo uma cópia impressa em um substrato de brometo de prata. Esta imagem foi utilizada no dia seguinte pelo cirurgião J. H. Clayton, consistindo na primeira cirurgia guiada por um exame de raios-X;

1913: Coolidge, físico pesquisador da General Electric Corp. desenvolveu em 1913 uma técnica para tornar o tungstênio flexível. No mesmo ano, Coolidge construiu o primeiro tubo a vácuo com catodo excitado com altas tensões, utilizando um filamento de tungstênio flexível como fonte de elétrons para serem acelerados através do tubo. A implementação ficou conhecida como tubo de Coolidge e é a base de todas as unidades de raios-X atuais;

1914: Os raios-X são utilizados na primeira guerra mundial para detectar fraturas;

1920: Waite patenteou o primeiro sistema de refrigeração a óleo à prova de choque;

1923: Utilização clínica dos raios-X para diagnóstico da tuberculose pulmonar;

1929: A Philips lançou no mercado o primeiro tubo com anodo rotativo;

Década de 70: Desenvolvimento dos sistemas de tomografia computadorizada;

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Visão Geral

O raio-X é radiação eletromagnética (freqüência de 10^{17} a 10^{21} Hz) composta por fótons de alta energia. Nos tubos de raios-X dedicados à radiografia de diagnóstico, esta radiação é produzida quando um feixe de elétrons de alta energia cinética (acelerados por uma grande diferença de potencial – entre 25 e 150 kV) é colimado em um pequeno ponto focal metálico. A rápida desaceleração destes elétrons ao colidir com o alvo metálico (Figura 01) produz uma grande quantidade de calor e uma pequena parte da energia (1%) é convertida em um espectro contínuo de raios-X chamada radiação Bremsstrahlung.

Os elétrons são irradiados (emissão termiônica) pelo aquecimento de um filamento de tungstênio (W) em um eletrodo carregado negativamente (catodo). Desta forma, os elétrons livres são atraídos pelo alvo metálico carregado positivamente (anodo). A ilustração abaixo sintetiza esquematicamente o processo de geração dos raios-X

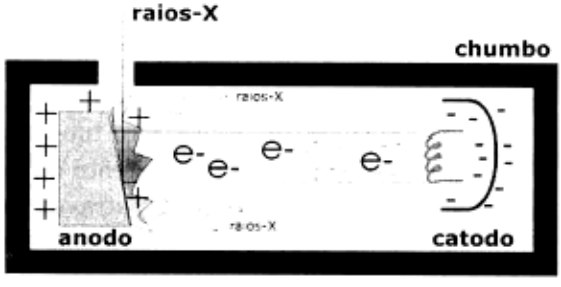


Figura 01. Processo de geração dos raios-X (representação esquemática).

Também é possível que os elétrons incidentes ionizem átomos no anodo metálico, criando lacunas nas camadas mais internas (maior probabilidade de camadas K e L). Estas lacunas são rapidamente preenchidas por transições de elétrons de outras camadas, gerando uma emissão de radiação dependente do material do anodo, chamada de radiação característica.

A corrente aplicada no tubo (entre 25 a 1.200 mA) afeta o número de elétrons acelerados e conseqüentemente, o número de fótons de raios-X produzidos. A tensão aplicada no tubo afeta a energia dos fótons dos raios-X, definindo, portanto, a sua penetração ou qualidade.

A dose de radiação é definida como a quantidade de energia transferida pelo feixe de raios-X. Assim, a dose representa o produto da energia média dos fótons (determinada pelo kVp) pelo seu número, determinado pela corrente no tubo (mA) e o intervalo tempo de exposição (s).

Uma vez que os raios-X entram em contato com o paciente, os diferentes tecidos absorvem diferentes quantidades de radiação em diferentes energias. A radiação resultante é registrada por um detector (usualmente filmes), gerando uma imagem de transmissão (projeção plana) das absorções geradas pelos tecidos. Quanto maior a diferença de absorção entre os tecidos, maior o contraste da imagem.

Observe a Tabela:

Tabela: Contraste entre ar, sangue, músculos e ossos.

Material	*Coeficiente de absorção de radiação (μ)*	*% da dose transmitida em 1cm*	*% da dose transmitida em redação ao músculo*
Ar	*0,000 cm^{-1}*	*100,0%*	*+20%*
Sangue	*0,178 cm^{-1}*	*88,7%*	*+0,2%*
Músculo	*0,180 cm^{-1}*	*83,5%*	*0*
Osso	*0,480 cm^{-1}*	*61,9%*	*-26%*

Observa-se que a radiografia convencional oferece alto contraste entre ar, ossos e músculo. Conseqüentemente, a radiografia é eficiente na representação de estruturas ósseas ou em imagens do pulmão. No entanto,

oferece pouco contraste na distinção de tecidos "moles" (sangue e músculos). De fato, para tornar vasos sanguíneos visíveis aos raios-X são utilizados agentes de contrastes (materiais com alta absorção, que são injetados na corrente sanguínea). Na Figura 02, tem-se uma radiografia de uma mão, onde se observa alto contraste em tecidos "duros" (tecido ósseo) e baixo contraste em tecidos moles (músculos).

Figura 02. Imagem radiográfica de uma mão (alto contraste entre os tecidos "duros" e baixo contraste entre tecidos "moles").

Os raios-X são uma radiação ionizante. Isto significa que a sua exposição, acima de determinada dose, é considerada um forte fator cancerígeno. Portanto, deve ser aplicado apenas na área de interesse, evitando exposição desnecessária ao paciente e ao operador.

À exceção de certos tipos de aparelhos, como os de raios-X odontológico e aparelhos portáteis onde os três componentes são guardados de maneira compacta, a maioria tem o tubo de raios-X e o gerador de alta tensão (responsável pela alimentação do tubo de raios-X) localizados na sala de exame e o painel de controle numa sala contígua ou protegido por uma parede ou barreira de absorção, normalmente de vidro plumbífero. Algumas instalações possuem o gerador nas salas de exame sob um teto falso.

Diagrama de Blocos

Uma abordagem genérica simplificada permite a identificação de três componentes fundamentais em qualquer sistema de diagnóstico radiológico, como na Figura 03:

- Gerador de raios-X (fonte de alta tensão);
- Tubo de raios-X;
- Sistema de detecção.

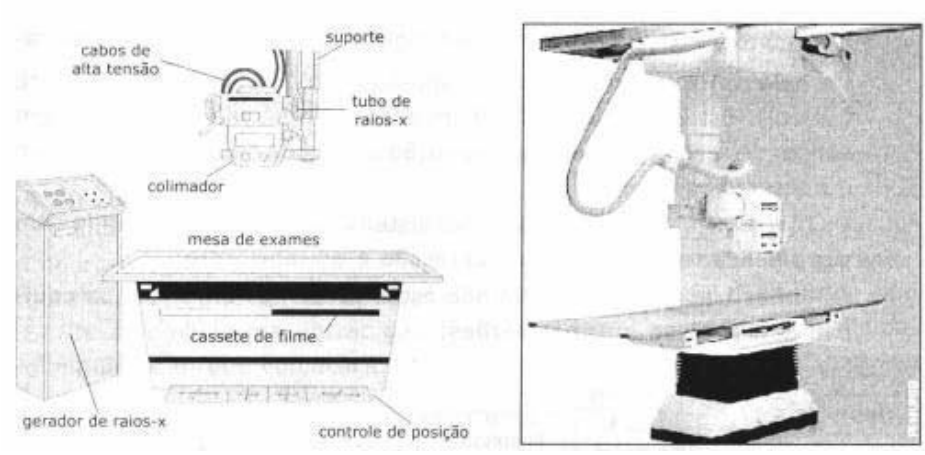


Figura 03. Esquema básico de uma unidade de raios-X de diagnóstico e fotografia de um sistema típico.

O gerador de raios-X engloba a fonte de alta tensão que alimenta o tubo, assim como todos os painéis de controle de seleção de kV, mA e tempo de exposição.

Estão associados aos tubos de raios-X, sistemas de bombeamento de óleo para resfriamento, sistemas de abertura de fendas e colimação, filtros e dispositivos de posicionamento mecânico do tubo (suporte).

Por último, o sistema de detecção envolve todo o mecanismo de detecção e armazenamento da imagem obtida, juntamente com os mecanismos encarregados de melhorar a qualidade da mesma, por intensificação ou diminuição de artefatos. Dentre os sistemas de detecção disponíveis, tem-se os filmes radiográficos, as telas de fluorescência, as matrizes de CCD (chage coupled devices), matrizes amorfas (FPD - flat panel detector) de selênio (Se) ou silício (Si) e as placas de PSPL (photo-stimulable phosphor layer).

Desta forma, pode-se descrever o seguinte diagrama de blocos (Figura 04) para as diversas modalidades de sistemas de radiologia de diagnóstico, onde:

- Os blocos [ ] são os componentes essenciais, e estão presentes em todos os sistemas independente da finalidade específica ou do fabricante;

- O circuito [ ] é encontrado em alguns sistemas, sendo responsável pelo controle automático de exposição (AEC – Automatic exposure control). Estes dispositivos inibem a geração de raios-X quando um sensor de radiação detecta a exposição adequada para a sensibilização do detector de radiação.
- Os blocos ( ) são extensões do sistema de imagem, variando com sua finalidade, tecnologia de detecção e de fabricante;
- As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas mesmas razões;

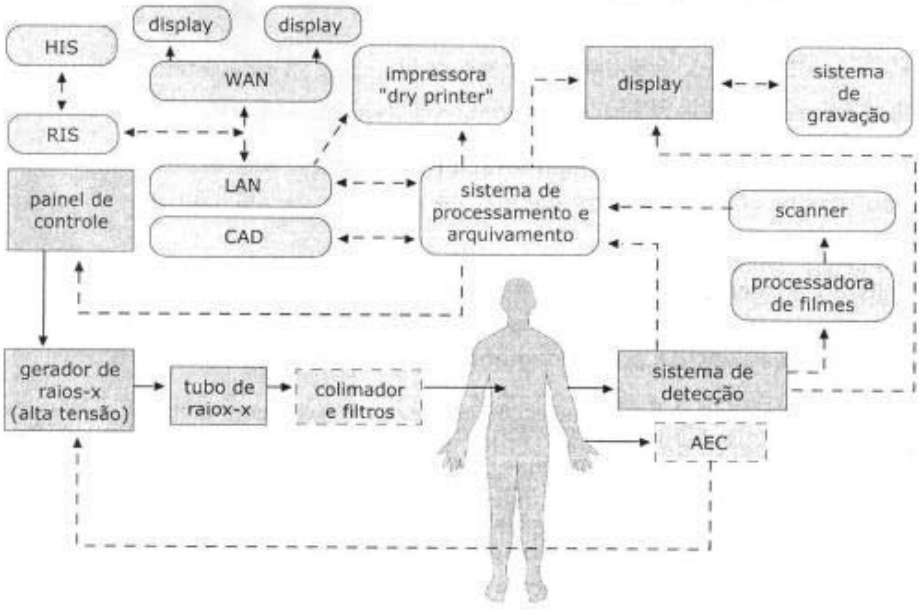


Figura 04. Diagrama de blocos geral para sistemas de radiodiagnóstico.

Segue uma discussão sobre os principais componentes deste diagrama.

Tubo de raios-X

A função principal do tubo (ampola) de raios-X é a geração dos raios-X. O tubo de raios-X geralmente não é visível externamente, pois está contido em uma calota protetora de chumbo (cabeçote) com apenas uma jane-

la por onde pode ser emitida a radiação. Desta forma, o tubo de Raios-X fica inacessível ao operador. Os componentes do tubo podem ser identificados na figura 05 e são estudados separadamente.

O interior do tubo de raios-X é lacrado a vácuo. Para resistir à grande quantidade de calor gerada quando da interação dos elétrons sobre o anodo e manter o vácuo, a parte externa do tubo é feita de PYREX. O vácuo é importante para aumentar a eficiência da produção de raios-X e garantir a durabilidade do tubo. Se não houver vácuo aumenta-se a geração de calor. Se de alguma forma entrar gás dentro do tubo, a produção de Raios-X diminuirá e o tubo começará a falhar.

A janela do tubo por onde passa o feixe útil é uma parte do tubo de vidro, formando um quadrado de aproximadamente 5 cm de lado, permitindo a passagem de Raios-X com o mínimo de absorção possível.

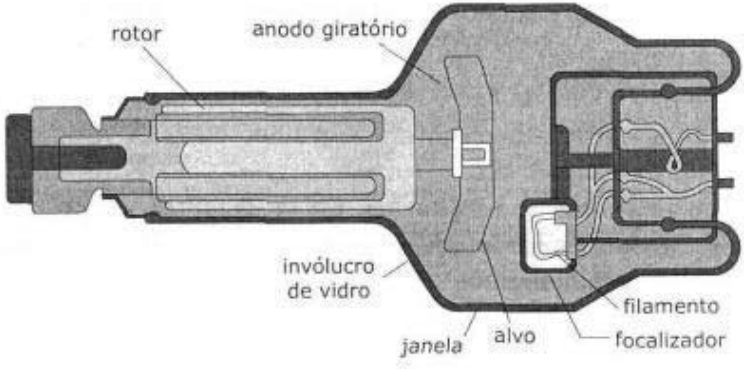


Figura 05. Diagrama esquemático de um tubo de raios-X.

Catodo

O catodo é o pólo negativo do tubo de raios-X. Divide-se em duas partes: filamento e focalizador.

- Filamento: Possui a forma de espiral, feito de tungstênio, medindo cerca de 2 mm de diâmetro e 1 ou 2 cm de comprimento. É dele que são emitidos os elétrons. Isto ocorre quando uma corrente de aproximadamente 6A atravessa o filamento. O tungstênio é utilizado por permitir maior emissão termiônica que outros metais e por seu alto ponto de fusão (3.370 ºC).

- Focalizador: Sabemos que os elétrons são carregados negativamente. Assim, existe uma repulsão entre eles e como conseqüência um espalhamento, criando uma perda ao longo da trajetória catodo-anodo. Para evitar isto, o filamento do catodo é envolvido por uma capa carregada negativamente de maneira a manter os elétrons mais unidos e concentrá-los numa área menor do anodo.

Corrente do Filamento: Quando ligamos o aparelho de raios-X, uma corrente de baixa intensidade é transferida ao filamento, mantendo-o aquecido e preparado para receber a corrente necessária para a emissão dos elétrons. Uma vez alcançado o valor mínimo de corrente para emissão termiônica, um pequeno aumento na corrente corresponde a um grande aumento do fluxo de elétrons (corrente do tubo).

Anodo

O anodo é o lado positivo do tubo de raios-X. Existem dois tipos de anodo:

- Anodo fixo: O anodo fixo é utilizado em tubos onde não são necessárias altas correntes, como em aparelhos de raios-X odontológicos, unidades portáteis, etc.
- Anodo giratório: A maioria dos tubos de unidades de diagnóstico possui anodo rotatório devido à utilização de altas intensidades de Raios-X em tempo curto.

Alvo

O alvo (target) é a área do anodo onde ocorre o impacto direto dos elétrons. No anodo fixo o alvo é uma pequena parte do anodo feito de uma liga de tungstênio e rênio, enquanto que no anodo giratório o alvo é toda uma região circular do disco, também feito de uma liga de tungstênio e rênio mais molibdênio, tendo alta resistência aos impactos do movimento de rotação.

O anodo tem quatro funções básicas:

- Receber os elétrons emitidos pelo catodo;
- Conduzí-los através do tubo aos cabos conectados e então à seção de alta tensão onde se conclui que o anodo é um condutor elétrico;

- Conduzir calor, pois deve ser um bom condutor térmico;
- Funcionar como suporte para o alvo.

Quando os elétrons se chocam contra o anodo, mais de 95% de sua energia cinética é transformada em calor. Este calor precisa ser conduzido para fora rapidamente, para não derreter o anodo. O anodo giratório (Figura 06) tem uma área de impacto centenas de vezes maior que a de um anodo fixo, com mesmo tamanho de foco. Com isso, o calor resultante fica distribuído, possibilitando a utilização de altas correntes.

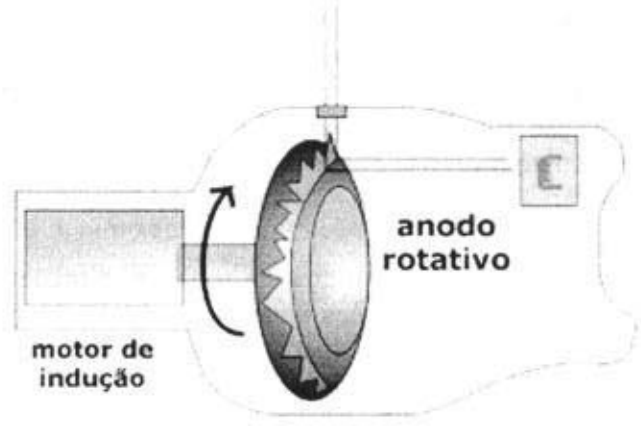


Figura 06. Representação esquemática de um tubo de raios-X com anodo rotativo.

Curvas de Resfriamento do Anodo: O conjunto do anodo tem uma capacidade limitada de armazenar o calor. Embora seja continuamente dissipado, existe a possibilidade de que a capacidade térmica do anodo seja excedida mediante o uso prolongado ou de múltiplas exposições. Em aplicações de Raios-X a energia térmica é expressa em UC (unidades de calor):

1 UC = 1 kV x 1 mA x 1 segundo

A capacidade calorífica pode ser ainda aumentada acrescendo-se o número de rotações do anodo. Normalmente, a capacidade de rotação é de 3.400 rotações por minuto (rpm), porém, existem anodos de tubos de alta capacidade que giram a 10.000 rpm. O mecanismo do rotor de um tubo de anodo giratório pode falhar ocasionalmente e, quando isto acontece, há um superaquecimento, criando depressões no anodo ou rachaduras, danificando o tubo.

Motor de indução

O anodo rotatório é controlado por um motor de indução magnética dividido em duas partes, separadas pelo "tubo de vidro". A parte externa do "tubo de vidro" chama-se estator, consistindo de uma série de eletromagnetos igualmente distribuídos em torno do "gargalo do tubo". A parte interna é uma haste, feita de barras de cobre e ferro em uma única peça, formando um mecanismo chamado de rotor. O rotor é uma peça altamente balanceada, de baixa fricção.

O disparo de exposições de uma unidade radiográfica não é instantâneo. Deve-se esperar 1 ou 2 segundos, antes da exposição. Este tempo é necessário para que o rotor acelere e desenvolva o número de rpm desejado. Quando a exposição é completada o rotor diminui a rotação e pára em mais ou menos 1 minuto.

Cabeçote

Os Raios-X produzidos são emitidos em todas as direções, sendo que, os utilizados em exames são apenas aqueles que atravessam uma janela formando o chamado feixe útil. Os Raios-X que passam pela calota protetora (Figura 07) são chamados de radiação de fuga, em nada contribuindo para a informação da imagem diagnóstica, causando exposição desnecessária aos raios-X tanto do paciente quanto do operador. O cabeçote reduz bastante o nível desta radiação tornando o aparelho mais seguro.

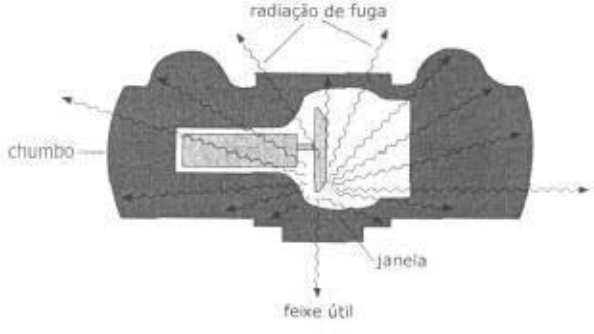


Figura 07. Produção de raios-X dentro do cabeçote (mostrando a radiação de fuga e o feixe útil de raios-X).

No cabeçote, o tubo é arrefecido por óleo para dissipar a intensa produção de calor no anodo durante a produção de raios-X. Ao sair pela abertura (janela) do cabeçote, a radiação passa pela fenda de um colimador, onde a radiação que não se dirige à região de interesse é retida.

Painel de controle

O painel de controle permite ao operador de Raios-X controlar a corrente e a tensão no tubo e o tempo de exposição de maneira a obter-se intensidade e penetrabilidade necessárias a uma radiografia de boa qualidade. Monitores em forma de mostradores são disponíveis para kV e às vezes mAs. Todos os circuitos elétricos conectados aos mostradores do painel são de baixa tensão diminuindo o perigo de choque elétrico para o operador.

- Linha de compensação: As companhias fornecedoras de energia não são capazes de produzir uma tensão de rede estabilizada devido às variações na rede de transmissão e na distribuição pelas várias seções do hospital. A tensão necessária a uma unidade de Raios-X pode variar em torno de 5%. Esta pequena variação na entrada acarreta uma grande variação na produção de Raios-X necessitando-se assim de minimização da variação na rede elétrica.
- Autotransformador: O autotransformador é projetado para suprimir a tensão de suas variações nos vários circuitos do aparelho de Raios-X, preferencialmente ao circuito do filamento e ao circuito de alta-tensão.
- Ajuste da alta tensão (Seleção de kV): O painel de controle pode, através de seleção apropriada dos indicadores, fornecer precisamente a alta tensão (kVp) desejada.
- Controle da corrente de tubo (Seleção de mA): Controla o número de elétrons que atravessam o tubo de raios-X do catodo para o anodo (mA). A corrente do tubo de Raios-X é controlada pelo circuito elétrico chamado circuito do filamento.

Gerador de raios-X (gerador de Alta Tensão)

O gerador de raios-X (gerador de alta tensão) provê a tensão necessária para aceleração dos elétrons do catodo ao anodo do tubo de raios-X. O circuito de alta tensão consiste basicamente de um transformador elevador de alta tensão. Este transformador é capaz de gerar tensões de saída de até 150 kV. O transformador de alta-tensão é imerso em um tanque de óleo. Embora haja produção de uma certa quantidade de calor no transformador, o óleo é usado principalmente para isolamento elétrico. A Figura 08 apresenta um diagrama de blocos dos demais componentes do gerador de raios-X.

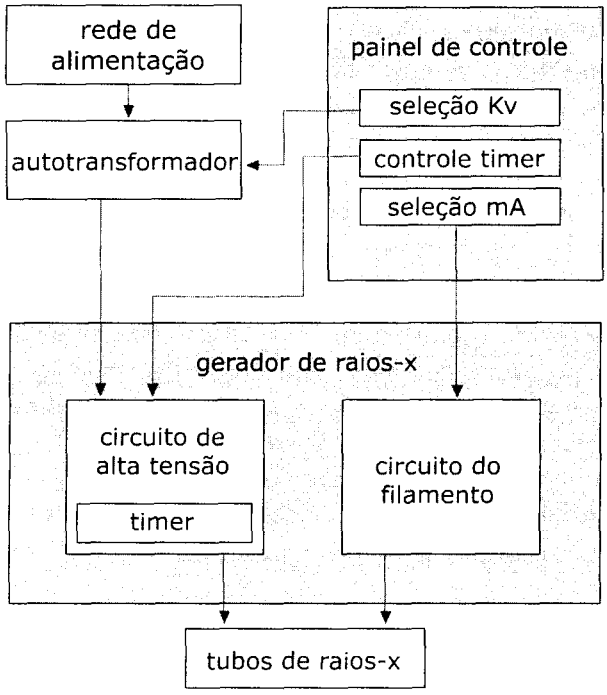


Figura 08. Diagrama de blocos do circuito do gerador de raios-X.

Circuito do filamento

O circuito do filamento alimenta o filamento do tubo de raios-X com a tensão (até 10 V) necessária para a geração da corrente. A tensão do filamento é gerada por um transformador abaixador (transformador do filamento). Este transformador é alimentado pelo auto-transformador da rede. A ligação entre ambos os transformadores se dá por meio de um estabilizador de tensão, de forma que é possível controlar a tensão de alimentação. A tensão deve ser precisamente controlada pois pequenas variações da corrente do filamento implicam em grandes variações da dose de radiação. Adicionalmente, em alguns sistemas, é inserida uma compensação da tensão de linha, onde o circuito do filamento compensa mudanças no transformador de alta tensão.

RETIFICADOR: Retificadores são circuitos capazes de transformar tensões alternadas (AC) em contínuas (DC) (Figura 09). O retificador restringe o sentido da corrente em uma direção (do catodo para o anodo), portanto, prevenindo danos ao tubo de raios-X.

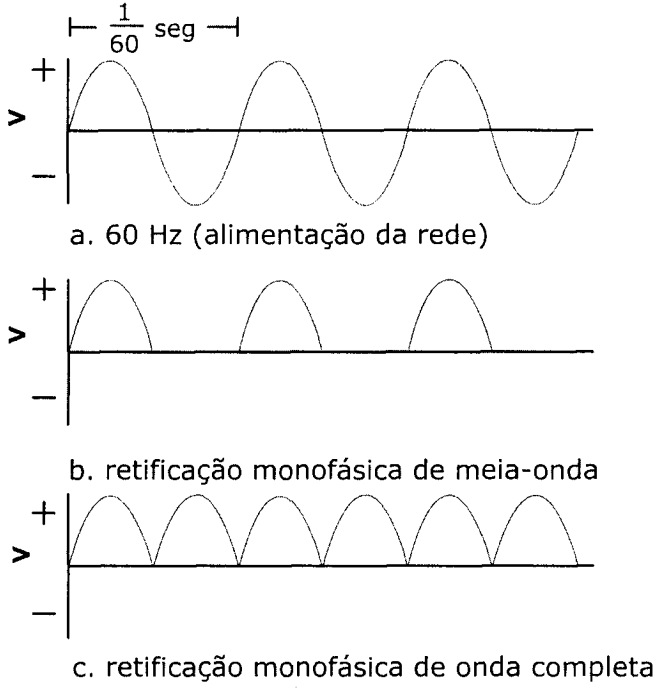


Figura 09. Retificação em meia-onda e em onda completa.

Existem dois tipos de retificadores: meia-onda e onda completa. Tipicamente, os retificadores utilizados em circuitos de raios-X são de onda completa. Os retificadores de onda completa são realizados pela associação de dois retificadores de meia onda com direções de corrente em oposição.

O gerador de raios-X ideal forneceria uma tensão DC perfeita. Variações de tensão implicam em ineficiência na geração dos raios-X. A eficiência do tubo é afetada diretamente pelo fator de ripple do gerador de alta tensão. O fator de ripple é dado pela seguinte expressão:

$$FR = \frac{V_{máximo} - V_{mínimo}}{V_{máximo}} . 100\%$$

O fator de ripple de um retificador monofásico (meia onda ou onda completa) é 100%.

Tipos de geradores de alta tensão

- Retificadores monofásicos: Os retificadores monofásicos de meia-onda e de onda completa geram dois pulsos de raios-X por ciclo (120 por segundo). O fator de ripple é de 100% e a produção de raios-X é substancialmente baixa e oscilante (Figura 10).

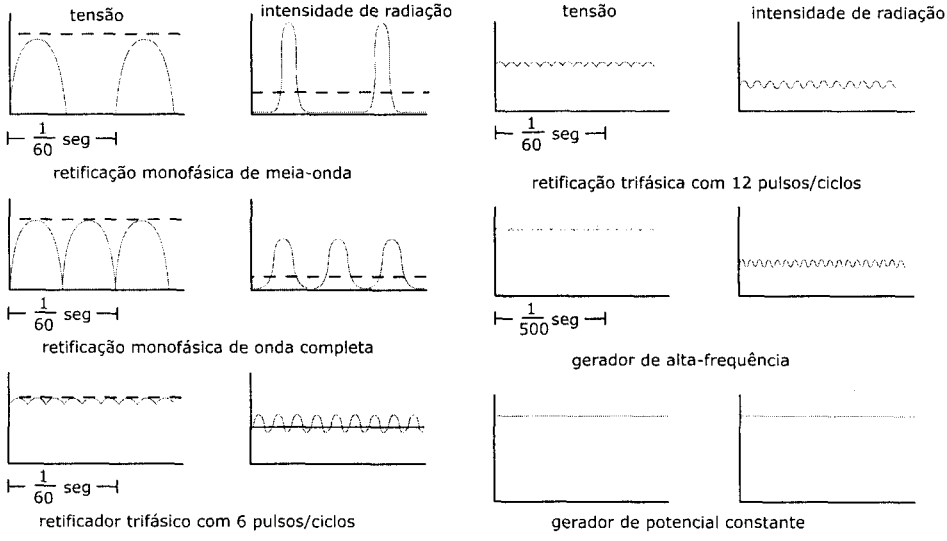


Figura 10. Tipos de geradores de alta tensão.

- Retificadores trifásicos: Os retificadores trifásicos de onda completa contêm três autotransformadores de rede e três bobinas no primário do transformador de alta-tensão. Quando estas três bobinas são eletricamente conectadas em "Y", uma diferença de fase de 120º é gerada e quando conectadas em "D" a diferença é de 150º. Geradores trifásicos com 6 pulsos por ciclo utilizam conexões em "Y" e 6 retifi-

cadores, resultando em 6 pulsos de radiação por ciclo (360 pulsos por segundo). Geradores trifásicos com 12 pulsos por ciclo utilizam duas conexões em "Y" e 12 retificadores, resultando em 12 pulsos de radiação por ciclo (720 pulsos por segundo) (Figura 10). O fator de ripple de um retificador trifásico com 6 pulsos ou ciclo é 13,5%.

Geradores (multipulsos) de alta freqüência: utilizam um retificador monofásico ou trifásico para gerar uma tensão próxima a um sinal DC. A seguir, convertem este sinal DC em um sinal de alta freqüência (100 kHz) através de um inversor de potência (oscilador). O sinal resultante é utilizado em um único transformador elevador de alta tensão. A retificação de onda completa no secundário do circuito de alta tensão dobra o número de pulsos, (da ordem de 200.000 por segundo) (Figura 10). Um capacitor de alta-tensão reduz o ripple final a cerca de 2 %. A alimentação destes geradores com trifásico ou monofásico não altera suas formas de onda. Os transformadores de alta freqüência costumam ocupar 1/3 do espaço de um transformador trifásico de 12 pulsos. Transformadores de alta freqüência para baixos kV podem ser montados juntamente com o tubo de raios-X, eliminando a necessidade de cabos de alta tensão.

Geradores de potencial constante: Os geradores de potencial constante produzem tensões verdadeiramente contínuas (DC). São variantes dos transformadores trifásicos de 12 pulsos ou ciclo. Dois triodos (3 eletrodos) ou um quatrodo (4 eletrodos) controlam tubos de vácuo na saída do transformador secundário. O catodo e o anodo dos tubos alimentam o tubo de raios-X. Cada tubo contém um eletrodo de controle chamado grade ("grid"). Variações na tensão da grade alteram a resistência do tubo, controlando a tensão na saída. Em suma, os tubos funcionam como "grandes válvulas". Um circuito comparador na tensão de saída dos tubos ajusta a tensão de BIAS da grade a fim de manter um potencial constante. A resposta do circuito é quase que instantânea, de forma que o sinal final é praticamente DC (Figura 10). Alguns geradores de potencial constante usam transistores de efeito de campo (FET) de potência no lugar de tubos triodos ou tetrodos.

Circuito do timer (temporizador)

O circuito do timer controla a duração da exposição em intervalos de tempo tipicamente entre 1/120 e 6 segundos. Três tipos de timers são utilizados em geradores de raios-X: mecânicos, síncronos e eletrônicos. Os temporizadores mecânicos utilizam sistemas de molas para calibrar o tempo, tendo precisão de ¼ de segundo e sendo similares aos "indicadores de peru assado". Temporizadores síncronos utilizam o movimento de motores síncronos, sendo capazes de contar múltiplos de 1/120 segundos. Temporizadores eletrônicos são utilizados na grande maioria dos sistemas, oferecendo grande precisão.

Circuito de chaveamento

Os circuitos de chaveamento são classificados como primário ou secundário, de acordo com sua posição no circuito de alta tensão. A sua função é iniciar e cortar a alimentação do tubo de raios-X no final da exposição. Os circuitos de chaveamento do primário são mais simples, baratos e seguros. Os três tipos de chaveamento primário são as chaves eletromagnéticas, triodos a vácuo e SCRs. As chaves eletromagnéticas são movidas por um conjunto chave - mola que abrem ou fecham o circuito quando uma corrente é aplicada em uma bobina. Devido à sua inércia, estes dispositivos têm resposta muito lenta e possuem alto custo de manutenção. Triodos a vácuo são tubos controlados por uma tensão de BIAS em uma grade. O tempo de resposta dos triodos a vácuo é rápido, mas produzem muito aquecimento e possuem alto custo de manutenção. Os SCRs (siliconcontrolled rectifiers) ou tiristores são chaves de potência baseadas em componentes de estado sólido, são rápidos, baratos e de fácil manutenção. Os SCR podem realizar chaveamento síncrono com a rede (intervalos de 1/120 segundos) ou assíncrono (chaveamento de até 500 μs).

Tubos de raios-x controlados com grade

Se uma tensão de BIAS de 3V for aplicada em uma grade entre o catodo e o anodo, temos a supressão da geração de raios-X. Esta tecnologia é utilizada em cine-fluoroscopia, chaveando a câmera juntamente com o tubo em até 500 exposições por segundo, de forma a reduzir a dose de radiação exposta ao paciente.

Sistemas de Detecção e Display

Um espaço longitudinal geralmente existe sob a mesa de exposições. Neste espaço é posto o sistema de detecção. Normalmente, os sistemas de detecção utilizados são os filmes radiográficos.

Grades de absorção

Os raios-X podem interagir com a matéria de vários modos, como atravessar a secção transversal sem qualquer desvio, ser absorvido, refletido, ou pode ainda chocar-se com um elétron e sofrer um desvio de trajetória. Esta última parcela de radiação recebe o nome de radiação de espalhamento e leva à perda de resolução do sistema.

Para reduzir a radiação de espalhamento e desta forma melhorar a qualidade da imagem, uma grade (tela) de absorção, estática ou móvel, é utilizada em conjunto com bandeja do filme. A grade de absorção consiste de uma série de fatias de chumbo intercaladas com plástico, fibra de carbono, de forma que somente feixes que incidam diretamente não sofram interação e feixes que incidam obliquamente sejam absorvidos (Figura 11).

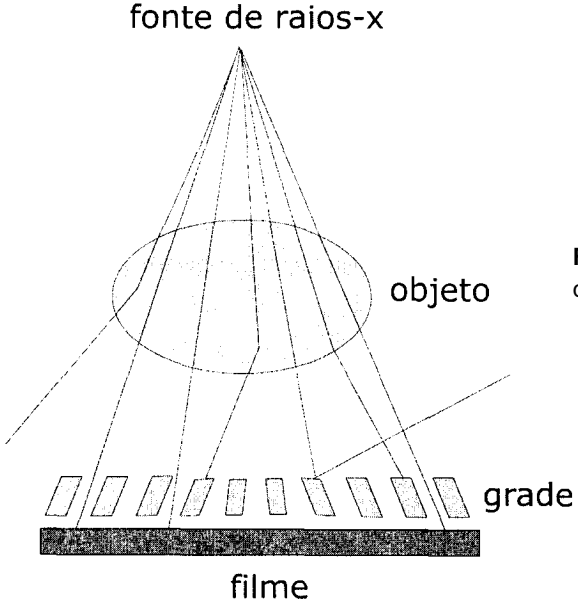


Figura 11. Diagrama de uma grade de absorção.

Nas grades de absorção lineares, as tiras de chumbo são paralelas longitudinalmente e inclinadas na direção do feixe de raios-X, de forma que permitem a passagem de fótons primários.

A razão da grade é a grandeza que mede a relação entre a largura dos intervalos de absorção e a distância entre eles, indicando a eficiência da grade em remover radiação oblíqua. Não obstante, o aumento da razão implica em redução do contraste, de modo que quase sempre é necessário elevar a dose de radiação exposta ao paciente.

As grades móveis, denominadas Pooter-Bucky ou Bucky grid, são utilizadas para eliminar as sombras provocadas pela grade. Durante a produção de raios-X, a grade se move de 1 a 3 cm em movimento de ida e volta. A movimentação da grade tem como vantagem a eliminação de linhas na imagem correspondente à grade, porém demanda aumento na dose fornecida ao paciente e a vibração pode gerar artefatos. Acrescente-se ainda que o próprio mecanismo de movimentação da grade costuma apresentar defeitos.

Filmes radiográficos

Os filmes radiográficos são o meio mais difundido de armazenamento de imagem para diagnóstico com raios-X. A chapa fotográfica pode ser impressionada diretamente pelos raios-X, ou ser impregnada pela radiação visível proveniente de uma tela fluorescente (écran). As chapas fotográficas são formadas por uma folha de acetato ou poliéster (base de sustentação), em emulsões fotográficas em ambas as faces (Figura 12). A emulsão fotográfica consiste em grãos de brometo de prata, com diâmetro de cerca de 1 μm. O tamanho do grão da emulsão está diretamente correlacionado com a resolução do filme.

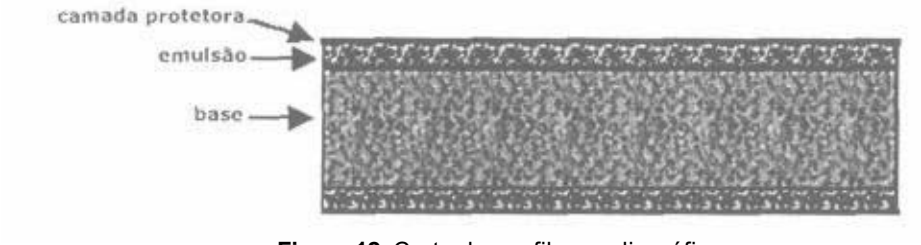


Figura 12. Corte de um filme radiográfico

Maiores velocidades de sensibilização do filme estão relacionadas à redução da dose de radiação ao paciente. Entretanto, filmes mais rápidos tendem a ser mais ruidosos. Em sistemas em que a prioridade é a redução da dose, utilizam-se filmes rápidos em exposições curtas. Em sistemas em que a prioridade é a redução do ruído, utilizam-se filmes lentos com exposições demoradas. A velocidade de sensibilização está relacionada à espessura do filme: filmes mais finos tendem a ser mais lentos, mas apresentam melhor resolução. Os filmes mais recentes têm conseguido agregar qualidades de resolução, velocidade e baixo ruído.

No caso de exposição direta do filme à radiação, a imagem é formada pela interação dos raios-X com a emulsão da chapa. Entretanto, o filme tem uma sensibilidade muito reduzida aos raios-X, necessitando de maior dose de radiação ao paciente (maior tempo de exposição). O uso de telas fluoroscópicas reduz a dose de radiação necessária, mas degrada a resolução.

As telas fluoroscópicas consistem em um aperfeiçoamento do diagnóstico por raios-X. Estas telas são formadas de material que possui a capacidade de gerar grande quantidade de fótons de menor energia (no visível) quando estimulado por um fóton de raios-X. Desta forma a sensibilização é muito mais eficiente. Também se deve considerar a redução do ruído de origem quântica (que se reduz com a raiz do número de fótons). Contudo, o espalhamento destes fótons (usualmente na faixa do visível) reduz a resolução do sistema.

Depois de expostos, os filmes radiográficos necessitam de um processo de revelação química para que a imagem possa ser revelada.

Sensores digitais

A radiologia digital utiliza os mesmos sistemas de exposição (tubos e geradores de raios-X) da radiografia comum. Uso da tecnologia de detecção digital somente visa eliminar a chapa fotográfica. Através destes sistemas é possível adquirir a imagem radiográfica diretamente e de forma digital. Os sensores digitais de radiação podem ser diretos ou indiretos.

Detectores Digitais Indiretos

Nos sensores digitais diretos, a radiação é primeiramente convertida em luz visível por telas fluoroscópicas (iodeto de césio dopado com tálio). A luz obtida é então detectada por uma matriz de sensores digitais. Os sensores digitais podem ser do tipo CCD (charge-coupled devices) ou por matrizes de fotodiodos (FPD - flat panel detector) (Figura 13). Nestes sistemas, cada pixel (picture element) corresponde a um elemento ativo de estado sólido. Alguns sistemas chegam a possuir matrizes de até 2000 x 2000 elementos, com dimensões de pixel entre 40 e 200 µm.

Alternativamente, utilizam-se placas de armazenamento de fósforo (PSPL - photo stimulable phosphor layer). As placas de armazenamento de fósforo são placas de fósforo, dopadas com európio, que substituem diretamente os filmes nos sistemas radiográficos convencionais. Durante a exposição, pares elétron-lacuna são acumulados na estrutura, formando uma imagem latente. Depois de expostos, estes filmes são transportados a uma processadora a laser, onde a imagem latente é revelada pela recombinação dos pares estimulada pelo laser. A imagem digital é adquirida por um tubo fotomultiplicador (PMT) e então transferida a um computador. As placas são reutilizáveis.

Detectores Digitais Diretos

Em contraste com os sistemas de radiologia digital indireta, os sistemas de radiologia digital direta não necessitam da conversão dos raios-X em luz visível. Um detector plano (FPD) é diretamente sensibilizado pela radiação X. Estes detectores são compostos de matrizes de silício ou selênio amorfo que, expostas aos raios-X, também geram pares elétrons-lacuna que são lidos eletricamente por uma matriz de TFT e formam a imagem digital. Como estes sistemas não apresentam espalhamento da luz, dispõem de resolução superior aos sistemas digitais indiretos.

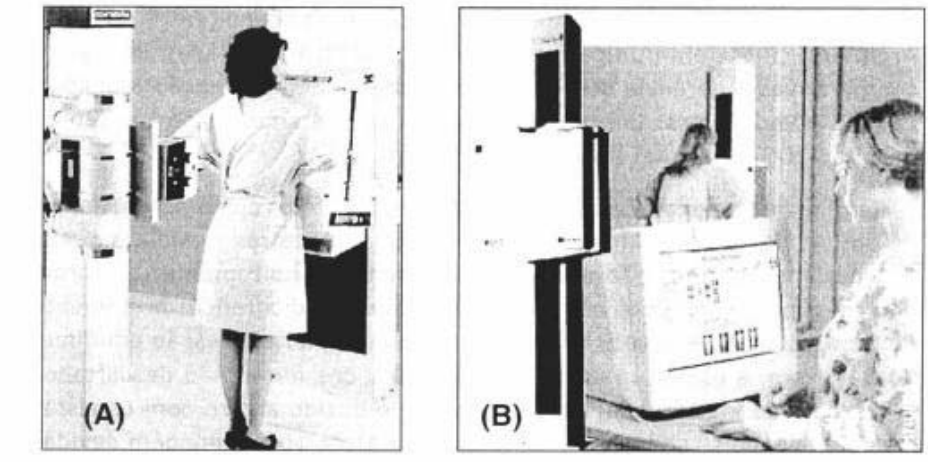


Figura 13. Sistemas de radiografia de tórax: (A) convecional (com filme) e (B) digital (sem filme). Em destaque um flat-panel detector (FDP).

A literatura especializada afirma que os sensores digitais, em geral, apresentam resolução inferior aos filmes convencionais. No entanto, todos os detectores digitais apresentam alta eficiência na detecção de quanta de energia, por efeitos fotoelétricos. Desta forma, estes sistemas são menos ruidosos, apresentando imagens com alto SNR (alta relação sinal-ruído) e DQE (data quanta efficiency) (da ordem de 0,01% para filmes e 6% para sistemas digitais), podendo operar com doses de radiação muito inferiores. É referido que a redução da dose de radiação é da ordem de 90% com os sensores digitais. Os sensores digitais também são sensíveis a radiação em uma escala dinâmica de 10.000:1 contra 100:1 dos filmes, sendo extremamente lineares dentro desta escala. Com exceção dos sistemas de PSPL, a imagem é obtida instantaneamente, de forma que é esperada uma redução no tempo de exame.

Os sistemas de radiologia digital disponibilizam a imagem como arquivos em computadores, sendo visualizados inicialmente em um monitor de vídeo e abrangendo facilidades de tratamento de imagem com filtros digitais e a aplicação de sistemas de auxílio ao diagnóstico (CAD - computer aided diagnosis). Via de regra, os sistemas digitais são compatíveis com os requerimentos do Protocolo de Comunicação em Medicina (DICOM - Digital Communication in Medicine), gerando a possibilidade de conexão

com o sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS - Picture Archiving and Communication Systems), utilizando bases de dados coorporativas e gerência do serviço pelo sistema de informação radiológica (RIS - Radiological Information System) e o sistema de informação do hospital (HIS - Hospital Information System).

Teoricamente seria possível reduzir drasticamente os custos operacionais de um serviço de radiologia utilizando apenas detectores e mídia digitais. O Brasil, no entanto, não aceita a mídia digital juridicamente, de forma que, mesmo sendo possível adquirir a imagem radiográfica diretamente de forma digital, sempre é necessária a sua posterior impressão em filme. Apesar disso, a literatura afirma que até 30% dos filmes são descartados por exposição inadequada. Este descarte é reduzido a zero com os sistemas digitais, pois os filmes somente são impressos após a imagem devidamente processada. Todavia, raramente é necessário repetir exposições com sistemas digitais, pois eles apresentam uma larga escala dinâmica e a imagem pode ser recuperada por processamento via software. Desta forma, os sistemas digitais apresentam uma melhora na qualidade da imagem e na redução de dose ao paciente, diminuição do tempo de exame, além de ser esperada uma redução do uso de filmes decorrentes da não repetição das exposições.

No futuro, espera-se que os sistemas digitais substituam completamente os filmes radiográficos.

Intensificadores de imagem

Os intensificadores de imagem são dispositivos que fornecem um alto ganho a fótons incidentes de raios-X. Apresentam ainda a vantagem de resolução superior à tela fluoroscópica, sendo, portanto, dispositivos que contribuem para uma melhor qualidade de imagem e redução da dose de radiação.

Um intensificador de imagem (tubo fotomultiplicador) é constituído de um tubo com vácuo, tendo um anteparo fluorescente, onde incidem os raios-X (Figura 14). Este anteparo emite fótons que sensibilizam um fotocatodo, gerando fotoelétrons, que são acelerados por uma tensão de 20 a 30 kV e focalizados por meio de eletrodos de campo, sendo conduzi-dos a uma tela fluorescente onde produzem fótons na faixa do visível.

A imagem resultante pode ser captada por câmeras ou matrizes de CCD. Assim, a imagem pode ser exibida em uma tela de TV, gravada em vídeo (VHS), película, digitalizada e armazenada em disco. Os intensificadores são descritos por meio do diâmetro da superfície fosforescente, de acordo com o procedimento e a vista desejada.

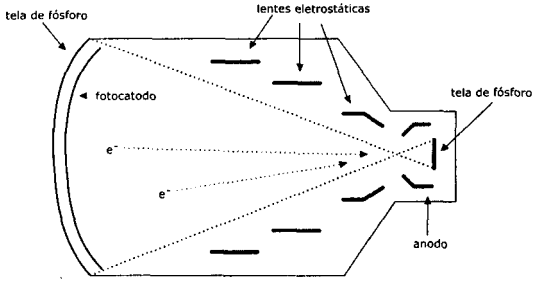


Figura 14. Diagrama esquemático de um intensificador de imagem.

As técnicas de radiologia que fazem uso de intensificares de imagem ou de obtenção de imagem diretamente de telas fluoroscópicas (écrans) recebem a denominação especial de fluoroscopia.

Uma das principais aplicações da fluoroscopia é na angiografia, onde intensificadores fluoroscópicos são utilizados para a visualização dos vasos sanguíneos (Figura 15 e Figura 16).

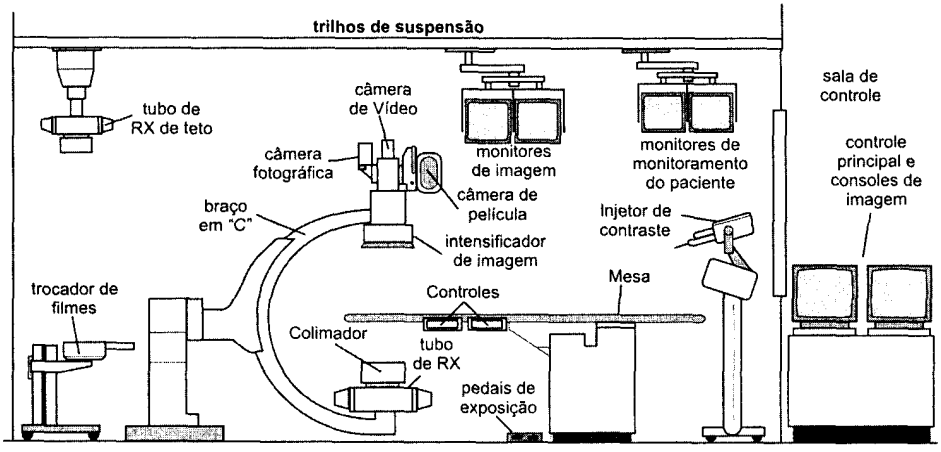


Figura 15. Diagrama esquemático de um sistema de angiografia.

A fluoroscopia possui a vantagem da obtenção de imagem em tempo real, permitindo o uso durante cirurgias. No entanto, são requeridas altas doses de radiação para esta modalidade de exame.

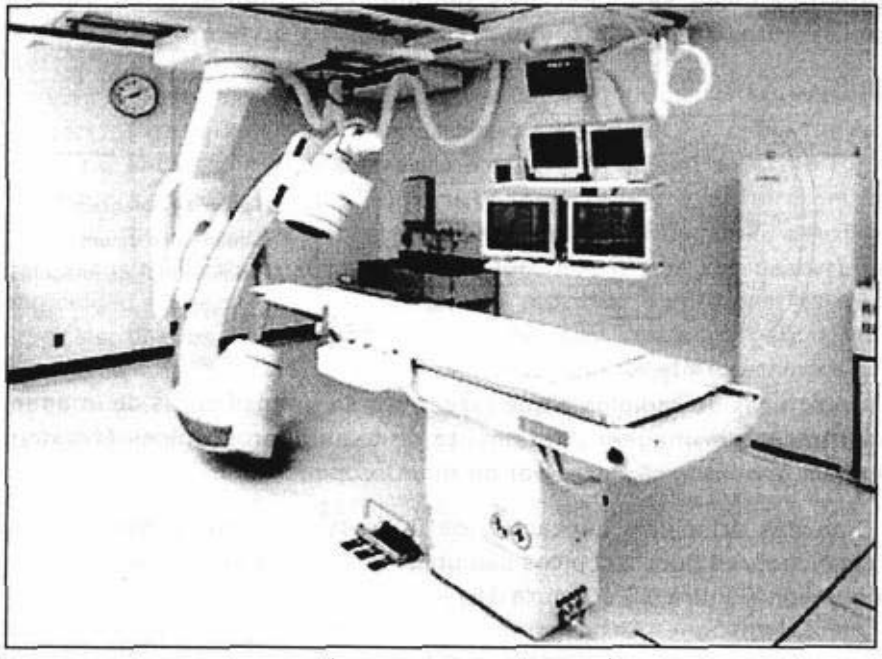


Figura 16. Fotografia de um sistema de angiografia.

As imagens de fluoroscopia digital obtidas com câmeras CCD são preferíveis para exames de angiografia digital de subtração (DSA - digital subtraction angiograph), onde temos a subtração digital de uma imagem de uma estrutura com e sem contraste radiológico, de forma que temos a visualização somente dos vasos sanguíneos. As câmeras de vídeo CCD também são referidas como possuindo melhor resolução, redução de ruído e artefatos que outras modalidades de obtenção da imagem fluoroscópica.

Os sistemas fluoroscópicos digitais utilizam detectores digitais de alta velocidade (multi-frame flat-panel detectors), capazes de 30 quadros por segundo, no lugar de telas intensificadoras. Estes sensores permitem reduzir a dose de radiação e melhorar a qualidade da imagem, sendo propostos como a evolução dos sistemas fluoroscópicos.

Os equipamentos de fluoroscopia e radiologia podem ser divididos em duas categorias fixos e móveis (Figura 17 e Figura 18). Os equipamentos móveis apresentam a vantagem de ser movimentados, sendo possível que um equipamento seja utilizado em várias salas cirúrgicas ou em situações de dificuldade ou risco de transporte do paciente. Em sistemas de radiografia móvel um capacitor (ou grupo de capacitores) é alimentado quando o sistema está conectado a rede, sendo descarregado no momento da exposição para a geração da tensão em um tubo controlado com grade.

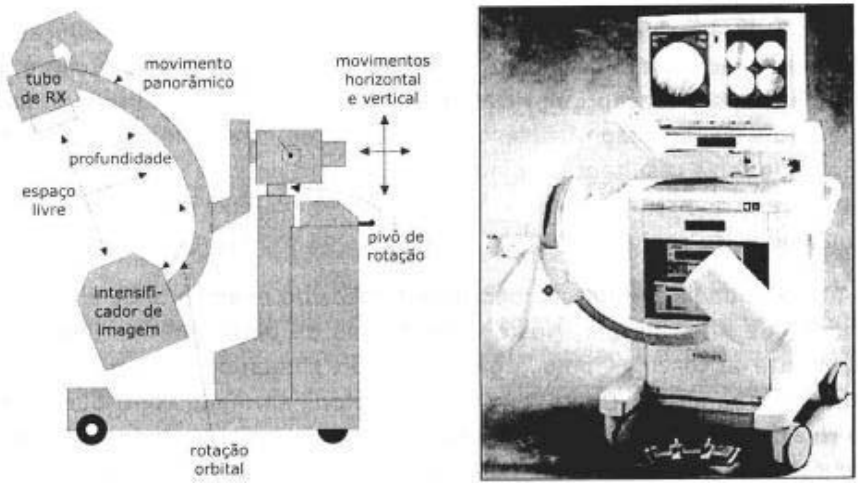


Figura 17. Diagrama esquemático de sistema de fluoroscopia móvel e representação fotográfica

Dentre os aspectos a serem observados na especificação destes sistemas tem-se as dimensões e possibilidades de rotação e translação do tubo e da mesa, os tipos de geradores e tubos de raios-X e os sistemas de colimação e filtragem da radiação.

Figura 18
Sistema de radiologia móvel

Colimadores e filtros

Os colimadores e filtros são importantes no ajuste do feixe de raios-X. A sua utilização correta acarreta uma máxima qualidade da imagem com um mínimo de exposição ao paciente.

Os colimadores são basicamente conjuntos de fendas de chumbo, que regulam a área a ser irradiada, de modo que apenas a área de interesse para diagnóstico seja irradiada.

Os filtros são elementos metálicos que visam eliminar a radiação de baixa energia. Normalmente são utilizados filtros de alumínio e cobre. Ao selecionarmos a tensão de pico do tubo de raios-X, selecionamos a máxima energia da radiação. Através do uso de filtros, determinamos a mínima energia do feixe resultante. Somente fótons com energia superior à necessária para atravessar o filtro estarão presentes no feixe secundário. Desta forma, pode-se realizar controle da energia da radiação incidente.

A necessidade de filtração ocorre nos casos de exames onde é utilizada radiação de alta energia. Neste caso, fótons de baixa energia são quase totalmente absorvidos pelo organismo, não chegando a impressionar o detector de radiação. Desta forma, estes fótons em nada contribuem para a formação da imagem, aumentando significativamente a dose recebida pelo paciente sendo, fortemente, recomendado o uso de filtros.

A camada semi-redutora é uma medida da penetração do feixe, que exprime a espessura de um filtro de determinado metal capaz de reduzir à metade a dose de radiação ao paciente. Quanto maior a camada semi-redutora de um feixe, maior a sua energia.

Controle Automático de Exposião (AEC)

Os sistemas de controle automático de exposição encerram a exposição quando uma intensidade de radiação suficiente atinge o sensor. Este dispositivo evita a necessidade de re-exposição devido ao ajuste inadequado da exposição. Os detectores de AEC (automactic exposure control), também chamados de fototemporizadores (phototimers), incluem um ou mais elementos posicionados em frente ou atrás do cassete do filme. Os tipos mais freqüentes de phototimers são:

- Tubos fotomultiplicadores: Os tubos fotomultiplicadores (PMT - photo multiplier tubes) coletam a luz emitida quando os raios-X atingem um material fluorescente e convertem esta intensidade luminosa em uma corrente proporcional à dose de radiação.
- Câmaras de ionização: As câmaras de ionização utilizadas em dispositivos AEC são filmes finos de câmaras de gases, que se ionizam gerando corrente proporcional à dose de radiação.
- Fotodiodos: Os fotodiodos coletam a luz emitida quando os raios-X atingem um material fluorescente e convertem esta intensidade luminosa em uma corrente proporcional à dose de radiação.

O corte da tensão de alimentação do tubo é realizado através de um SCR. Os dispositivos AEC mais simples requerem que o técnico especifique o kVp e o mA, enquanto o AEC controla o tempo de exposição.

Nos sistemas com tecnologia "falling load" o técnico apenas seleciona o kVp. Um circuito de controle é adicionado ao circuito da corrente de filamento. Inicialmente é selecionada a máxima corrente (mA) para a tensão selecionada, então a corrente vai sendo reduzida de acordo com a característica de aquecimento do tubo de raios-X. A redução do mA afeta o kVp, de forma que o processo é repetido até que seja detectada uma exposição suficiente.

Em alguns sistemas a faixa de kVp para determinados tipos de exame é pré-programada, de forma que o técnico apenas escolhe qual o tipo de exame a realizar. A ajuste é realizado pela "falling load".

Em fluoroscopia, um brilho constante é desejado na imagem. O controle de brilho automático regula o brilho da imagem ajustando o gerador de alta tensão de forma a manter uma exposição de radiação constante.

Processadora Automática de Filmes e Impressora "DRY"

A revelação de filmes é crítica na qualidade da geração de imagens radiográficas. Processadoras de filmes (Figura 19) realizam automaticamente os processos de revelação, fixação, lavagem e secagem de filmes expostos em diferentes energias, da radiação X a luz visível. Nas processadoras "daylight" não há necessidade de câmara escura e os filmes são manuseados sob iluminação comum. Os produtos químicos são materiais de consumo destes sistemas (reveladores, fixadores, etc), que devem ser preparados antes da sua utilização.

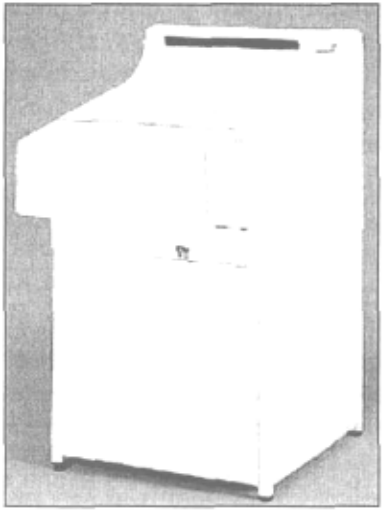


Figura 19. Processadora automática de filmes

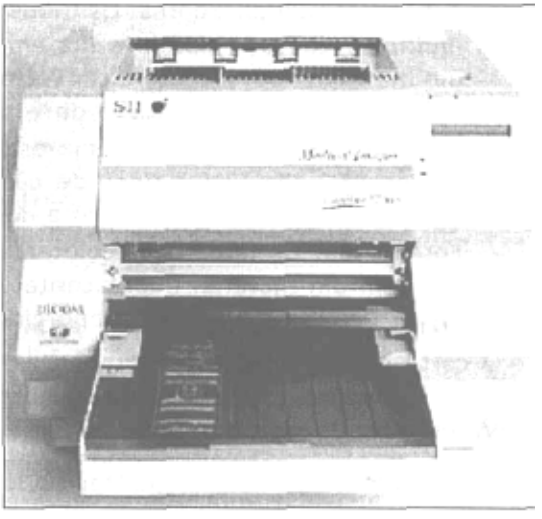


Figura 20. Impressora "dry"

As impressoras "dry" (secas) (Figura 20) produzem imagens de alta resolução em filmes de vários formatos baseado em imagens digitais adquiridas em radiologia digital, fluoroscopia computadorizada (DSA), tomografia computadorizada (CT), ressonância nuclear magnética (MRI), ultra-som (US) e medicina nuclear (NM). Estes dispositivos podem ser interfaceados na maioria dos equipamentos ou conectados na rede do hospital (PACS). O processo térmico de impressão é semelhante ao das impressoras a laser para computadores e dispensa o uso de químicos.

PACS: LAN/WAN - RIS/HIS

Os sistemas de arquivamento e distribuição de imagens (PACS - Picture Archiving and Communication Systems) são sistemas de bases de dados de imagem digitais e informação em redes de computadores otimizadas para as necessidades médicas (Figura 21). Sob este sistema, todos os equipamentos digitais do hospital, como radiologia digital, DAS, CT, MRI, US e NM são cabeados em uma rede local (LAN - local area network), interfaceando com grandes redes (WAN - wide area network), como a Internet.

A compatibilidade entre todos os sistemas é garantida pelo Protocolo de Comunicação em Medicina (DICOM - Digital Communication in Medicine), definido pela ACR/NEMA, que assegura a troca de dados entre dispositivos de imagem independentemente de fabricantes e marcas. Desta forma, todo o hardware, aplicações, servidores de bases e dados, rede e periféricos (compartilhamento de impressoras, estações de arquivamento, dispositivos de visualização, etc) se comunicam sem necessidade de padronização de interfaces.

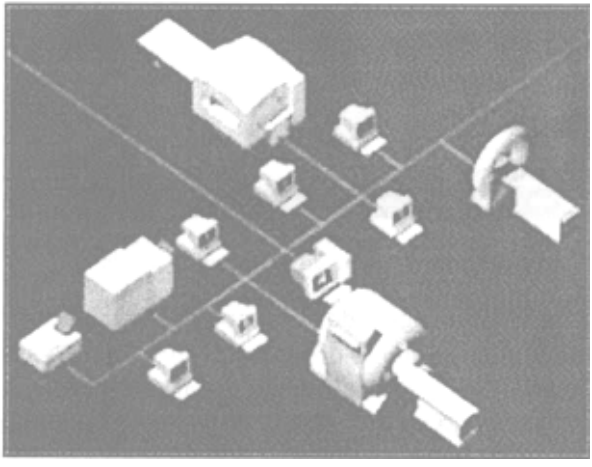


Figura 21. Conexão de equipamentos em LAN através do protocolo DICOM.

O sistema de informação radiológica (RIS - Radiological Information System) é uma aplicação que roda em uma camada mais alta deste sistema (ISO-OSI HL7 - health layer 7) com funções de: prontuário eletrônico com reconhecimeto de voz, estudo de casos, telemedicina, gerenciamento da base de dados de imagens, registro e rastreamento de pacientes, agendamento de exames, geração automática de relatórios de resultados, controle de qualidade, contabilidade, cobranças, controle de estoque, relatórios técnicos automáticos para pessoal de suporte e gerentes, por fax e correio eletrônico.

Por sua vez, o sistema de informação radiológica serve a aplicação do sistema de informação do hospital (HIS - Hospital Information System), que gerencia o complexo de saúde como um todo.

Scanner de filmes

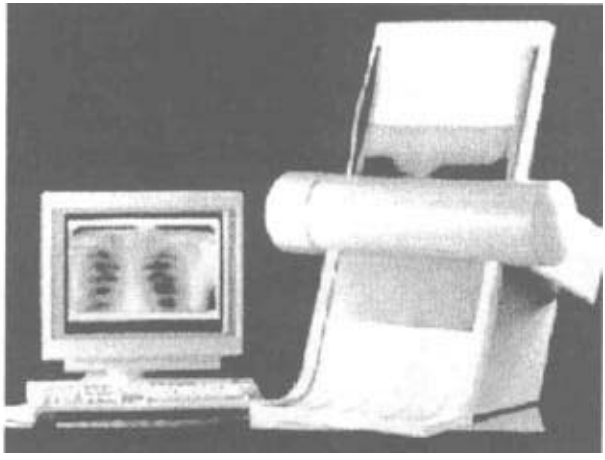


Figura 22. Sistema de digitalização de filmes

Os sistemas de digitalização de imagem são digitalizadores óticos de filmes com varredura de um feixe de laser (Figura 22). Desta forma, pode-se trabalhar com imagens digitais obtidas a partir de filmes. No entanto, é descrito na literatura que estes sistemas possuem baixa resolução espacial e baixa relação sinal por ruído.

CAD

Os sistemas de apoio à decisão médica são aplicações que auxiliam o médico no diagnóstico. Estes softwares utilizam tecnologias de reconhecimento de padrões para tomar decisões. São usados para diagnóstico por imagem nos mais diversos sistemas, como mamografia, TC, MRI, etc. Estes sistemas têm seu uso facilitado dentro de PACS, pois pode ser configurado para a realização do laudo eletrônico automaticamente, e ao receber o exame pela rede, o especialista fornece o seu laudo no prontuário eletrônico tendo as informações do sistema.

Novos parâmetros da qualidade de imagem radiológica

Devido a recentes inovações dos sistemas de radiologia digital, novos parâmetros de qualidade estão sendo propostos. Recentes estudos indi-

cam que a resolução espacial não é o parâmetro mais robusto para definir a informação clínica. A função de transferência de modulação (MTF) é sugerida como indicador da resolução. A densidade espectral de ruído (NPS) é o melhor parâmetro indicador do ruído da imagem. Baseado na relação da MTF e na NPS é calculada a relação sinal por ruído (SNR), expressa quadraticamente pelo ruído quântico equivalente (NEQ).

Contudo, o parâmetro mais robusto para a qualidade da imagem é apontado como uma normalização da relação sinal por ruído pela dose de radiação, denominado eficiência na detecção de quanta (DQE). Quanto maior este parâmetro (entre 0 e 1) maior a relação sinal por ruído da imagem para uma menor dose.

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO

Proteção radiológica

Diversos materiais são empregados no revestimento de salas, portas e associados com vidro para promover a absorção de radiação. A proteção necessária para cada fonte de radiação depende da energia da radiação, a duração de utilização e a distância que se encontra de área circundantes. Um profissional especialmente qualificado e credenciado (supervisor de proteção radiológica) é indicado para o dimensionamento da blindagem. Maiores informações são obtidas nas diretrizes da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN):

- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção";
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção"
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas"

Espaço físico

Segundo as normas para projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde do Ministério da Saúde, reservam-se os seguintes recursos físicos para a implantação de uma unidade de radiologia (Tabela 02):

Tabela 02 - Espaço físico necessário para a implantação de uma unidade de radiologia.

Finalidade	*Área*
Sala de preparo de pacientes (vestiário)	*6,0 m^2*
Sala de serviços	*8,0 m^2*
A - Sala de exames (com comando)	*Geral – 25,0 m^2 (lado min. 4,0 m)* *Odontológico – 6,0 m^2*
B - Sala de exames (telecomandado)	*22,0 m^2 (lado min. 3,8 m)*
B – Sala de comando	*6,0 m^2*
Sala de interpretação e laudos	*6,0 m^2*
Sala de preparo de contraste (*)	*2,5 m^2*
Sala de indução e recuperação anestésica (*)	*Min de 2 leitos com 8,5 m^2 por leito* *mais de 2 leitos 6,5 m^2 por leito*

(*) - A depender do tipo de exames realizados.

Instalações elétricas

Na sala de exames radiográficos, as paredes e portas são revestidas internamente com folhas de chumbo ou o seu reboco é feito com barita, material bastante parecido com a argamassa. O projeto da blindagem é especificado, caso a caso, pelo supervisor de proteção radiológica.

Entretanto, as instalações elétricas das salas devem ficar internamente ao revestimento de chumbo ou barita, tomando-se o cuidado na fixação das tubulações e caixas, sempre protegendo as cabeças de pregos e parafusos com chumbo, de forma a evitar vazamentos de radiação.

Em uma sala de radiologia convencional são previstas duas tomadas em cada parede, com potência de 400 VA, a 1,20 m do chão, sendo pelo menos duas com tensão de 220 V. Os condutores elétricos são dimensionados segundo a norma NBR5410, seguindo a padronização do hospital de 3 pinos, com um bom aterramento. Os circuitos elétricos das tomadas devem ser bem definidos de forma a alimentar no máximo 2 salas.

Equipamentos de raios-X fixos de grande porte operam em sistemas trifásicos de 380/220 V, necessitando de redes de alimentação específicas

e individuais. Estes equipamentos devem possuir um transformador independente da instalação elétrica, não devendo este transformador alimentar áreas de tratamento intensivo e centros cirúrgicos, sob a pena de grande interferência em equipamentos menores, tais como monitores cardíacos. A alimentação deve ser dimensionada para a máxima potência do equipamento (pico), fornecida pelo fabricante (usualmente em torno de 150 kVA).

A área de radiologia deve possuir um painel de energia exclusivo para equipamentos de raios-X, com alimentação geral de 5 fios (3 fases + neutro + terra), vindo diretamente da subestação, tendo a tensão de trabalho devidamente identificada na porta do painel (380/220 V). Dentro do painel, cada disjuntor deve indicar claramente a sala e o equipamento. Toda a proteção elétrica deve ser dimensionada segundo a norma NBR 5410, tendo por base a potência do equipamento, fornecida pelo fabricante.

Segundo a norma NBR5413, o índice de iluminação recomendado para salas de radiodiagnóstico é de 200 lux. A distribuição das luminárias não deve ser projetada antes de saber-se exatamente onde os equipamentos serão instalados, pois os mesmos podem possuir trilhos de sustentação presos no chão e teto.

Demais equipamentos por ambiente

Segundo as normas de Dimensionamento de Equipamentos Médico-assistenciais do Ministério da Saúde, é recomendada a seguinte estrutura por ambiente:

Sala de exames radiográficos

- Aparelho de raios-X:
- Mesa radiográfica; planígrafo; buck mural;
- Recursos complementares:
    - Escada de 2 degraus; mesa instrumental; negatoscópio; 2 cadeiras; biombo plumbífero (protetor portátil de Raios-X); avental plumbífero; 2 luvas plumbíferas; armazém de filmes de raios-X; suporte de hamper; biombo;

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Segundo a norma NBR 6977: "Proteção radiológica – regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", os projetos de proteção contra a radiação devem ser dimensionados de forma que pessoas profissionalmente expostas, não recebam exposição média superior a 5 R por ano, não passando do limite de 3 R em quaisquer 13 semanas consecutivas. A exposição nas mãos, pés e calcanhares isoladamente é permitida até 75 R por ano, não passando do limite de 40 R em quaisquer 13 semanas consecutivas.
- Segundo a norma NBR 6977, as pessoas não-profissionalmente expostas, não devem receber exposição média superior a 0,5 R por ano, o limite para adultos que ocasionalmente penetram na área controlada é de 1,5 R por ano.
- Gestantes não devem realizar exames radiográficos até o terceiro mês de gestação;
- O uso cuidadoso do tubo de Raios-X resulta em prolongado tempo de serviço. O mau trato encurta sua vida substancialmente e pode provocar uma falha repentina. A vida do tubo é prolongada quando valores apropriados de kV, mA e tempos de exposição próprios de cada exame são selecionados pelos técnicos de Radiologia;
- Em sistemas radiográficos móveis, o profissional de saúde e os pacientes próximos podem receber doses desnecessárias de radiação, pois estes sistemas não contam com a proteção dos sistemas fixos. Adicionalmente, os geradores de raios-X por descarga de capacitores podem manter cargas (e o feixe de exposição) depois do tempo de exposição programado. Assim, estes sistemas podem causar risco de choque elétrico a técnicos de radiação que desconectem os cabos de alta tensão enquanto existirem cargas residuais.
- Em sistemas fluoroscópicos, a grande mobilidade dos braços em "C" favorece o risco de colisão entre partes móveis, ainda mais considerando que são equipamentos grandes instalados normalmente em pequenas áreas. Alguns modelos incorporam mecanismos de anticolisão, mas são recomendados cuidados aos operadores.
- Também é relatado o risco de choque elétrico em sistemas fluoroscópicos devido ao fato da passagem de corrente elétrica no

coração do paciente através do cateter de baixa resistência, induzindo fibrilação ventricular. No entanto, estes acidentes são minimizados pelo uso de transformadores. Uma unidade de cardioversão deve ficar disponível na sala de cateterismo;

- A dose máxima em sistemas de angiografia de alta intensidade atinge de 21 a 93R/min. Por comparação, a dose de um exame típico de tomografia computadorizada é de 4 R/min e um exame mamográfico 0,4 R/min. A colimação do feixe, filtração e fluoroscopia pulsada devem ser utilizadas para reduzir a dose ao paciente. Os operadores devem monitorar o nível de radiação durante os procedimentos e utilizar aventais de chumbo, colares tireoidianos e dosímetros;
- Sistemas radiográficos digitais devem ser avaliados quanto aos requerimentos do DICOM 3.0 e a possibilidade de conexão com o sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS), o sistema de informação radiológica (RIS) e o sistema de informação do hospital (HIS).

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

A grande maioria das falhas de equipamentos de radiografia está relacionada com suas partes mecânicas. Costumam ocorrer falhas mecânicas no colimador e na grade de absorção. Dentre outros aspectos de manutenção, têm-se:

- Nas grades de absorção em que movimento vibratório é gerado por bobinas, relata-se que estas costumam queimar. Também são comuns falhas de mau-contato nos relês envolvidos com este sistema;
- No caso de dispositivos de posicionamento automático (a movimentação do tubo segue a movimentação do cassete do filme), deve-se testar a coincidência do feixe na CFOV (central field of view), representada pela região central de 70% da área útil.
- Em alguns sistemas a centralização é realizada manualmente, utilizando como referência um feixe de luz visível. É referido o desalinhamento deste feixe de luz na CFOV. A mesma lâmpada também costuma queimar.
- Os servomecanismos mecânicos utilizados para posicionamento das estruturas de teto ou de chão podem falhar. Pode haver desgaste

dos cabos de alta-tensão. As alavancas do painel de controle podem travar. Deve-se realizar inspeção da segurança mecânica da montagem. Devem ser checados o suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação. Checar os rodízios (no caso de unidades móveis);

- Partes mecânicas móveis devem ser lubrificadas;
- Procedimentos de controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico baseados em filmes devem realizar testes de contato entre o filme e tela intensificadora e da qualidade dos químicos utilizados. Os químicos devem ser verificados quanto à contaminação e em seu correto preparo. Deve-se checar a centralização do feixe e a operação do AEC.
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser identificados com uma numeração radiopaca, de forma a que possam ser visualizados nos filmes;
- Todos os cassetes e telas intensificadoras devem ser controlados quanto a seus tipos, datas de aquisição e fabricante.
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser limpos e a acumulação de pó deve ser controlada através de escovas antiestáticas.
- Medidas mensais devem ser realizadas para avaliar a tensão de pico do tubo (utilizando um medidor de kVp), o timer de raios-X (utilizando um outro timer de raios-X), a abertura focal efetiva e a precisão do foto-temporizador do dispositivo AEC;
- O foto-temporizador do dispositivo AEC (usualmente câmaras de ionização) pode falhar devido a mau contato elétrico, que devem ser checados periodicamente;
- É recomendada a limpeza diária da processadora de filmes (roletes e sistema de transporte), assim como o controle de qualidade (contaminação, proporção da mistura - mix) dos químicos;
- Químicos devem ser utilizados logo após o preparo, sob pena de perda na qualidade da imagem;
- Filmes deformados, irregularidades na espessura do filme e no seu alinhamento, altas temperaturas e umidade podem danificar os dispositivos de transporte do filme.
- Testes de sensitometria devem ser realizados de forma a detectar problemas na processadora de filmes;

- A ventilação apropriada das processadoras de filme é necessária para dissipar o calor excessivo e vapores dos químicos que podem causar doenças respiratórias agudas e crônicas em pessoal técnico;
- Problemas mecânicos e elétricos são associados às mesas de exames radiográficos. Estes dispositivos costumam sair das especificações técnicas devendo ser avaliados e ajustados;
- São freqüentes as falhas nos dispositivos de chaves eletromagnéticas;
- Existem várias causas responsáveis pelas falhas do tubo e todas estão relacionadas com as características térmicas do mesmo. Quando a temperatura do anodo é excessiva durante uma simples exposição, a superfície de interação (alvo) se funde e ocorrem pequenas perfurações no anodo, resultando na variação e redução do fluxo de radiação. Se a fusão da superfície estiver em alto grau, o tungstênio pode ser vaporizado e depositado no interior do tubo de vidro, causando uma filtração adicional do feixe de Raios-X ou interferindo na passagem dos elétrons do catodo para o anodo. Caso a temperatura do anodo aumente muito rapidamente, a rotação torna-se instável e o tubo é inutilizado. Este tipo de falha é particularmente importante, num sistema trifásico. Técnicas radiográficas máximas nunca devem ser usadas quando o anodo estiver frio. Se estas condições forem necessárias para um determinado tipo de exame, o anodo deve antes ser aquecido com exposições de baixos valores.
- O segundo tipo de falha resulta da utilização do anodo a temperaturas elevadas durante prolongados períodos de tempo. Durante exposições que duram de 2 a 3 segundos a temperatura do anodo pode ser suficiente para torná-lo incandescente. No intervalo entre as exposições, o calor é dissipado através do óleo no qual o tubo está imerso. Entretanto, uma quantidade de calor é conduzida através do braço de molibidênio, que forma o conjunto do rotor e isto pode causar um subseqüente aquecimento dos suportes do rotor. Um excesso de calor aumenta a fricção rotacional causando também um desequilíbrio do conjunto rotor-anodo, constituindo-se num dos defeitos mais freqüentes.
- Na fluoroscopia, a capacidade térmica do sistema do anodo e da blindagem do tubo limita sua operação mesmo considerando-se que

a corrente do tubo é geralmente menor que 5 mA. Sob estas condições, a faixa de dissipação de calor do alvo giratório tende a equilibrar-se com a faixa de calor gerado, raramente suficiente para causar danos superficiais ao alvo. O tubo pode falhar, todavia, devido ao calor continuamente liberado através do conjunto do rotor, banho de óleo e da blindagem do tubo. Os suportes do rotor podem falhar, o tubo de vidro pode quebrar e a calota do tubo ficar danificada.

- O último tipo de problema que pode causar o dano do tubo é relacionado ao filamento. Devido a sua alta temperatura, os átomos do tungstênio são lentamente vaporizados e se depositam no interior do protetor de vidro. Com o calor excessivo do filamento, devido à operação com alto mA em uso prolongado, a quantidade de tungstênio vaporizada aumenta. O filamento se torna mais frágil e casualmente se rompe, exatamente como numa lâmpada comum.
- Telas intensificadores gradualmente se deterioram por danos induzidos pela radiação, causando redução na qualidade da imagem, gerando artefatos e aumentando a dose de radiação requerida ao paciente. No caso específico de angiografia, a tela intensificadora deve ser trocada em 5 anos, no entanto, esta mesma tela pode ser utilizada em sistemas de fluoroscopia geral, onde os requisitos são mais brandos;
- Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de circuitos de alta-tensão pode resultar em acúmulo de poeira e poluição condutiva.
- Observar marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- No caso de sistemas radiográficos digitais, o papel térmico das Dry Printers deve ser protegido do calor, luz e químicos;
- Em sistemas radiográficos digitais baseados em placas de armazenamento de fósforo, as placas de PSPL, que são reutilizáveis e caras para reposição, podem ser danificadas pelo manuseio descuidado. As placas devem ser mantidas limpas e manuseadas com cuidado para prevenir arranhões. Os sistemas radiográficos digitais apresentam o dobro da escala dinâmica dos filmes convencionais, maior relação sinal por ruído (SNR), maior eficiência na detecção de quanta (DQE), podendo reduzir a dose de radiação ao paciente em

até 90%, dispensam o processamento de filmes e a utilização de químicos. Como único cuidado, as leitoras de placas devem ser mantidas limpas de poeira, que pode comprometer a qualidade da imagem.

- Os sistemas de digitalização de filmes (scanner ópticos) costumam ser muito sensíveis à temperatura, umidade e variações de tensão da rede. Além disso, estes sistemas apresentam estreita faixa de sensibilidade à luz e baixa resolução espacial (devido ao espalhamento do laser de varredura), fornecendo imagens degradadas com baixas relações sinal por ruído.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder com testes de constância, observando itens quantitativos, testes de sensitometria, dosimetria e medição da qualidade do feixe pela camada semi-redutora.

Cuidados especiais

As altas-tensões presentes nos equipamentos de raios-X são extremamente perigosas e potencialmente letais.

- Nunca realize sozinho testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado.
- Nunca toque nos circuitos do gerador de alta tensão, a menos que esteja seguro que o equipamento está desligado.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos de constância, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários (Figura 23). Os critérios para sua aquisição devem considerar o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Os principais instrumentos são:

- Timer de Raio-X (Ex.: Gammex RMI 231A; Nuclear Associates 07-453 Digital X-Ray Pulse Counter/Timer);
- Dosímetros (Ex.: Gammex RMI 242; Nuclear Associates 06-526-5290 Rad Check Mammo; RADCAL 3036 Dosimeter/Ratemeter/Timer; UNFORS Mult-O Meter 300 Series; Victoreen 4000+; Inovision TRIAD Model 10500 AM);

- Medidores de KVp e mA (Ex.: Gammex RMI 242; Nuclear Associates 07-492 Digital kVp Meters; UNFORDS Test-O-Meter 9001 RAD/FLU; UNFORDS Test-O-Meter 9002 DENT);
- Sensitômetros;
- Phantoms específicos para radiografia (Ex: Nuclear Associates 07-637 Fluroscopic Quality Control; Nuclear Associates 76-700 Digital Subtratiocn Angiography).

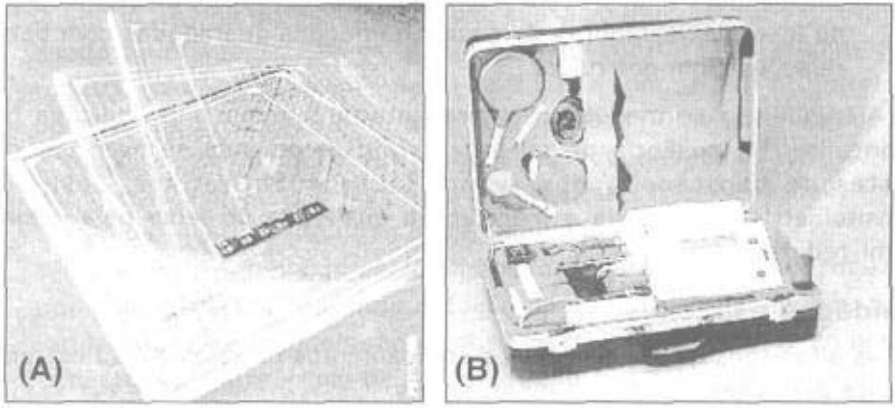


Figura 23. (A) Phantom para radiologia e (B) Medidor multiparamétrico (dosímetro, medidor de KVp, medidor de mAs, etc)

(*) - Os phantoms também podem ser confeccionados segundo os padrões definidos em norma.

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados periodicamente por pessoal capacitado (geralmente Físicos Médicos), de forma a detectar degradações do sistema que possam indicar falhas. Apesar da programação prévia, os testes devem ser repetidos:

- Sempre que houver suspeita de mau funcionamento;
- Imediatamente após o equipamento passar por uma manutenção;
- Sempre que um teste de constância indicar desvios de normalidade, de forma a confirmar o resultado.

Os testes específicos devem tomar procedência segundo as indicações do fabricante, e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes:

- Colimação: É verificada a incidência no feixe dentro da CFOV (central field of view) do campo;
- AEC: Um phantom de atenuação uniforme é exposto. Depois se verifica a densidade óptica média do filme;
- Detectabilidade de baixo contraste: São observadas estruturas circulares de diferentes contrastes em um phantom de análise de contraste.
- Curva sensitométrica: Verificação das densidades ópticas do filme em função da dose de radiação (realizado através do sensitômetro).
- Curva dosimétrica: Verificação das doses de radiação fornecidas em função do KVp, mA e tempo de exposição;
- Resolução: É calculada a resolução através de um phantom de pares-de-linha nas direções paralela e perpendicular ao tubo. A resolução deve ser medida com a grade de absorção ativada e é dada pelo menor par-de-linha indistinguível visualmente.
- Qualidade do feixe: Expresso em termos da camada semi-redutora. A camada semi-redutora é a espessura de um material absorvente (alumínio ou cobre) capaz de reduzir a dose de radiação à metade. Muitos medidores multiparamétricos realizam esta medida;
- Distorção linear: Medida horizontal e vertical do desvio máximo de um padrão de grade de absorção;
- Avaliação do gerador de raios-X: Medição do kVp, mA e temporização nominais através dos respectivos medidores de kV, mA e timer de raios-X;

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de radiografia estão cobertos pelas normas da International Electrotechnical Commission (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT(NBR). São elas:

Radiografia Geral de Diagnóstico:

- NBR-IEC 60336: "Montagem de tubos de raios-X para diagnóstico: característica do ponto focal", 1993;
- NBR-IEC 60601-1-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança", 1997;

- NBR-IEC 60601-1-2: "Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Compatibilidade eletromagnética - Requisitos e testes", 1993;
- NBR-IEC 60601-1-3: "Equipamento eletromédico. Parte 1: Requisitos gerais para proteção radiológica em equipamentos radiológicos de diagnóstico", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-7: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança de geradores de alta tensão para geradores de raios-X de diagnóstico", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-15: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança de geradores de raios-X por descarga de capacitores", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-28: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança para montagem de geradores de raios-X e montagem de tubos de raios-X para diagnóstico", 1994;
- NBR-IEC 60601-2-32: "Equipamento eletromédico. Parte 2: Requisitos particulares de segurança para equipamentos associados com equipamentos de raios-X", 1994;
- NBR-IEC 61223-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-2: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-2: Testes de aceitação - Cassetes radiográficos e transportadores de filmes - Contato da tela intensificadora e filme e montagem do cassete e tela intensificadora", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-5: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-5: Testes de aceitação - Dispositivos de visualização de imagens", 1993;

Proteção Radiológica:

- NBR 6977: "Proteção radiológica - regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", 1981;
- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas", 1988;

Outras normas relacionadas a equipamentos radiográficos:

- NBR-IEC 61223-2-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-1: Testes de aceitação - Processadora automática de filmes", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-3: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-3: Testes de aceitação - Condições de iluminação em câmaras escuras", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-6: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-6: Testes de aceitação - performance de equipamentos de raios-X para tomografia computadorizada", 1994;
- NBR-IEC 61223-2-7: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-7: Testes de aceitação - Performance de equipamentos de raios-X para radiografia odontológica", 1994;
- NBR-IEC 61223-2-8: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-8: Testes de aceitação - Escudos, barreiras e dispositivos de proteção contra radiação", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-9: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-9: Testes de aceitação - Performance de equipamentos para radiologia indireta", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-10: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-10: Testes de aceitação - Performance de equipamentos de raios-X para mamografia", 1996;
- NBR-IEC 61223-2-11: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-11: Testes de aceitação - Performance de equipamentos para geral radiologia direta", 1993;

BIBLIOGRAFIA

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/ Fluoroscopy Units, Angiographyc, Cardiac Catheterization; Special Procedure.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/ Fluoroscopy Units, Mobile.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiography Units, Chest.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiography Units, Mobile.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiography Units, Dental; Radiography Systems, Digital, Dental.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic/ Tomography Table Systems.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Film Digitizer.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Digital Angiography Systems.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Quality Control Devices, X-ray Generator.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Phantoms.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-Ray Film Processors, Automatic.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Systems, Film, Digital.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Printers, Dry Imaging.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Scanning Systems, Mammography; Stereotactic Systems, Biopsy, Mammography.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI: Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Units, Computed Tomography, Full-Body.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR 6977:** Proteção radiológica – regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos. ABNT, 1981;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR-IEC 60601-1:** Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1998;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR-IEC 60601-2-2:** Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência. ABNT, 1998;

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Norma NBR-IEC 60223-3-2:** Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 3-2: Testes de aceitação – performance de equipamentos de raios-X para mamografia. ABNT, 1996;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde.** Imprensa Nacional, 1994;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais.** Imprensa Nacional, 1995;

WEBB, S. **The physics of medicai imaging.** Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, 1995;

SANTANA. **Instalações Elétricas Hospitalares.** Porto Alegre: EDIPUCRS, 1999;

ALBUQUERQUE, J. A. G. **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica.** Campinas, 2001, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas.

CAPÍTULO 19

UNIDADES RADIOGRÁFICAS PARA MAMOGRAFIA

Elaborado por:
Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa
Colaborador: Jorge André G. Albuquerque (Mestre em Engenharia Elétrica, área de concentração em Engenharia Biomédica).

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO..... 655

HITÓRICO..... 655

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO..... 656

Visão Geral..... 656
Diagrama de blocos..... 659
Outras técnicas utilizadas para diagnóstico de mamas..... 672

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO..... 672

Proteção rediológica..... 672
Espaço Físico..... 673
Instalações elétricas..... 673

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO..... 674

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO..... 675

Cuidados especiais..... 677
Instrumentos de teste..... 677
Testes quantitativos..... 678
Normas técnicas aplicáveis..... 680
Manutenção preventiva..... 681

BIBLIOGRAFIA..... 681

INTRODUÇÃO

As unidades radiográficas para mamografia, ou mamógrafos, fornecem informações sobre morfologia, anatomia e patologias gerais da mama por meio de imagens radiográficas (mamograma). A mamografia é principalmente utilizada na detecção e diagnóstico do câncer de mamas, como também para avaliar massas, palpáveis ou não-palpáveis, de lesões no seio.

O câncer de mama é a principal causa de morte relacionada a câncer entre mulheres. Aproximadamente 90% das lesões de mama, benignas e malignas, são descobertas pelo apalpamento do seio. No entanto, uma massa maligna (câncer), localizada e indolor, pode já ter se espalhado para os nódulos linfáticos ao ser detectada por apalpamento. Portanto, a detecção precoce do câncer de mama é um fator crítico para o seu tratamento com sucesso. A examinação radiológica é atualmente a técnica mais precisa para a detecção de câncer em indivíduos assintomáticos, aumentando suas chances de sobrevivência.

HISTÓRICO

1813: Salomon pesquisou a possibilidade de utilização dos raios-X convencional para diagnosticar anormalidades de mama (primeira mamografia);

1927: A mamografia é utilizada em prática clínica. Devido às dificuldades técnicas, os exames de mamas por raios-X têm pouca repercussão, sendo praticamente abandonado;

Década de 50: Gershon-Cohen & Egan demonstram que mesmo o câncer de mama clinicamente oculto pode ser detectado com precisão pela mamografia, através da exposição direta do filme, induzindo ao conceito da detecção precoce pelo exame de mulheres assintomáticas;

1966: Desenvolveu-se o primeiro mamógrafo dedicado. Até este momento, as imagens mamográficas eram produzidas utilizando uma unidade de raios-X convencional. Incorporando espectro de raios-X mais específico (filtros de moblidênio) e telas intensificadores de alta resolução, este sistema pode gerar imagens de melhor qualidade.

Década de 70: Desenvolveu-se o sistema de controle automático de exposição (AEC – *automatic exposure control);*

Década de 80: Comercializado primeiro sistema motorizado de compressão da mama. Foram incluídas grades de absorção, telas

intensificadoras, combinações de anodos e filtros específicos para mamografia.

1999: Regulação da qualidade dos equipamentos mamográficos pelo FDA através do MQSA *(Mammography Quality Standards Act).* Todos os sistemas comerciais devem atender os requerimentos e fiscalizações do MQSA para operar no EUA;

2000: Aprovação pelo FDA do primeiro sistema mamográfico de campo aberto, totalmente digital.

PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

Visão Geral

Na mamografia de rotina *(screening),* cada mama é comprimida *e* radiografada em duas posições: com a mama na horizontal e inclinada de forma obliqua. A compressão uniforme da mama é importante para garantir o contraste da imagem (Figura 01).

Na mamografia de diagnóstico são realizadas exposições adicionais às realizadas na mamografia de rotina (em doses mais altas). Assim, a mamografia de diagnóstico é normalmente mais demorada, cara e fornece maior dose de radiação ao paciente que a mamografia de rotina.

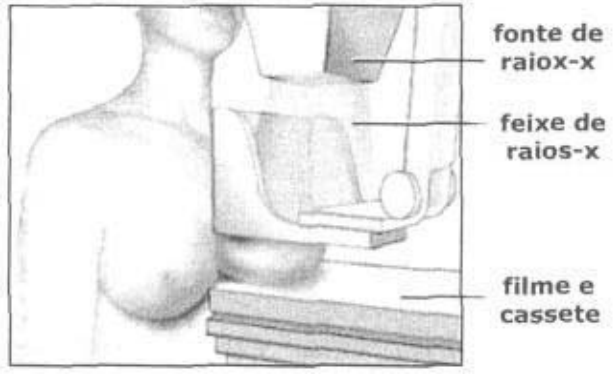


Figura 01. Compreensão da mama em exame de mamografia

O objetivo da mamografia de diagnóstico é definir o tamanho exato e localização de anormalidade da mama e realizar imagens do tecido circunvizinho e nodos linfáticos. Em muitos casos, a mamografia de diagnóstico revela que anormalidade detectadas na mamografia de rotina são benignas (não-cancerosas). Quando isto acontece, o radiologista pode recomendar o retorno da paciente em uma data futura (usualmente seis meses) para um novo mamograma de acompanhamento.

Porém, se uma anormalidade suspeita é detectada pela mamografia de diagnóstico, exames adicionais (como ultra-som) ou uma biópsia podem ser requisitados. A biópsia é o único modo definitivo para determinar se uma mulher tem câncer de mama.

Dentre as anormalidades detectadas pela mamografia, as principais são as calcificações e as massas. Calcificações são depósitos minerais dentro do tecido da mama que aparecem como pequenas regiões brancas nos mamogramas. Há dois tipos de calcificações: microcalcificações e macrocalcificações

Uma massa, são células agrupadas mais densamente que o tecido circunvizinho. Um cisto (uma bolsa não-cancerosa de fluido) também pode aparecer como uma massa em mamografia (Figura 02). A forma e o contorno da massa indicam ao radiologista a possibilidade de câncer. Exames com ultra-som são recomendados para diferenciar entre uma massa sólida e um cisto.

As microcalcificações são minúsculas partículas (200 mm) de cálcio na mama. Um agrupamento de microcalcificações pode indicar um câncer prematuro. A forma e o arranjo do agrupamento de microcalcificações, indica, ao radiologista a probabilidade de câncer. Aproximadamente a metade dos cânceres descobertos com mamografia é localizada por agrupamentos de microcalcificações. As microcalcificações são o sinal mais comum de carcinoma ductal "in situ" (um câncer prematuro limitado aos dutos dos tecidos glandulares da mama). Quase 90% de casos de carcinoma ductal são associados com microcalcificações (Figura 03).

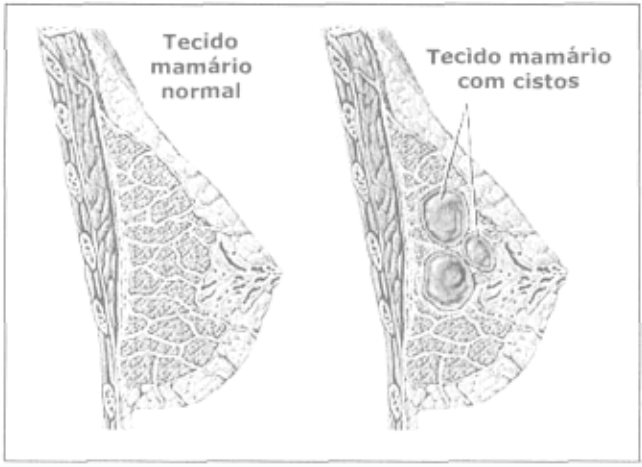


Figura 02 - Representação das seções sagitais da mama (com e sem cistos)

Macrocalcificações são grandes depósitos de cálcio que freqüentemente são associados com cistos fibrosos benignos ou mudanças degenerativas nas mamas, como o envelhecimento das artérias mamárias ou inflamação. Depósitos de macrocalcificações normalmente não requerem biópsia.

Figura 03 - Mamograma com a presença de microcalcificações (pontos brancos).

As mamas de mulheres jovens são mais densas que as de mulheres mais velhas, pois possuem grande massa de tecido glandular das mamas. Mamas densas dificultam a distinção das microcalcificações e outras massas pela mamografia. Depois da menopausa, o tecido glandular das mamas é substituído com gordura, facilitando o diagnóstico de anormalidades com mamografia. Desta forma, a maioria dos médicos não recomenda a mamografia de rotina em mulheres com menos de 40 anos.

Os sistemas de mamografia diferem das unidades de raios-X convencionais. A diferenciação procura satisfazer os requisitos necessários à imagem da mama, dentre os quais:

- Uso de radiação de baixa energia, de forma a realizar distinção entre os tecidos "moles" normais e patológicos;
- Geração de imagens de alta resolução, de forma a possibilitar a detecção das microcalcificações (200 mm);
- Garantia de baixas doses de radiação ao paciente, pois a mama apresenta tecidos glandulares (potencialmente carcinogênicos). A literatura afirma que a redução de mortalidade resultante do diagnóstico precoce é de 25 vezes, mesmo considerando o risco adicional decorrente de seguidas doses de radiação com mamografias de rotina ao longo do tempo;

Diagrama de Blocos

A mamografia é uma especialização dos sistemas radiográficos para diagnóstico. Portanto, uma abordagem simplificada permite a identificação dos mesmos componentes fundamentais (Figura 04) (ver apostila de unidades radiográficas):

- Gerador de raios-X (fonte de alta tensão);
- Tubo de raios-X;
- Sistema de detecção.

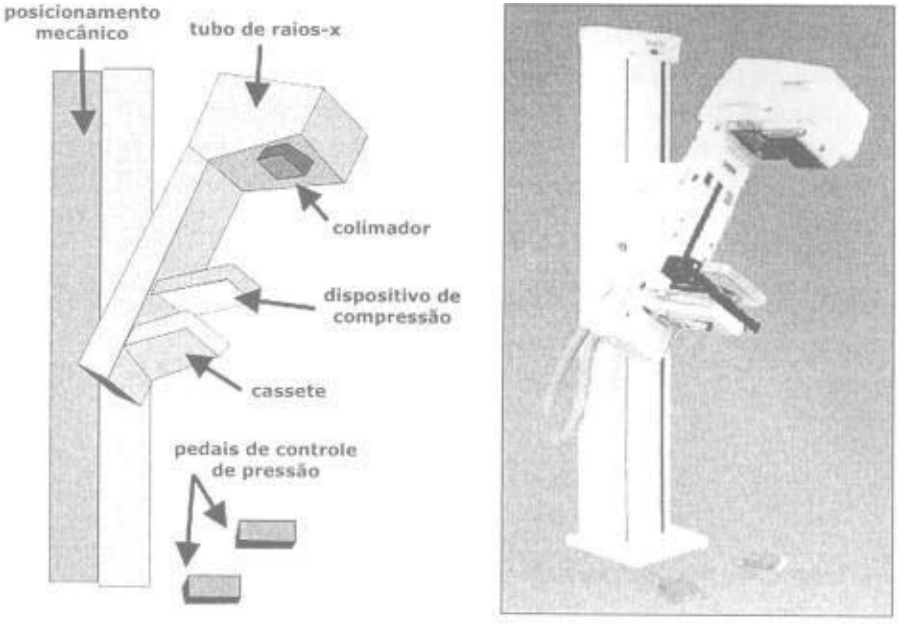


Figura 04 - Diagrama básico de uma unidade de mamografia e sua fotografia.

O tubo de raios-X é o elemento relacionado à geração da radiação X, e está associado a sistemas de bombeamento de óleo para resfriamento, sistemas de abertura de fendas e colimação, filtros e dispositivos de posicionamento mecânico do tubo (suporte). O gerador de raios-X engloba a fonte de alta tensão que alimenta o tubo, assim como todos os painéis de controle de seleção de kV, mA e tempo de exposição.

Por último, temos o mecanismo de detecção e armazenamento da imagem obtida, juntamente com os mecanismos encarregados de melhorar a qualidade da mesma, por intensificação ou diminuição de arte-fatos. Dentre os sistemas de detecção disponíveis, tem-se os filmes radiográficos de alta resolução e matrizes amorfas *(flat pannel detector)* de selênio (Se) e silício (Si).

Desta forma, pode-se descrever o seguinte diagrama de blocos (Figura 05) para os sistemas de imagem mamográfica:

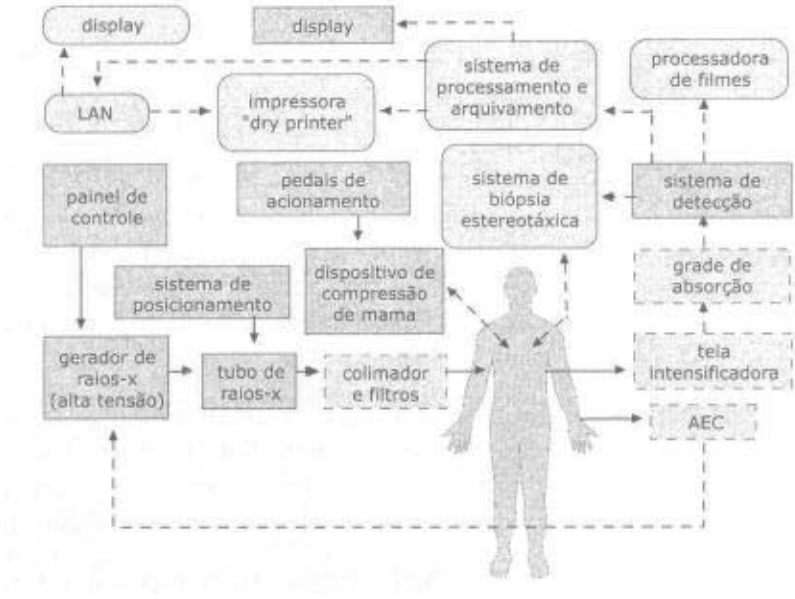


Figura 05 - Diagrama de blocos geral para sistemas de mamografia

- Os blocos [ ] são os componentes essenciais, e estão presentes em todos os sistemas independente da finalidade específica ou do fabricante;
- O circuito ( ) é encontrado em alguns sistemas, sendo responsável pelo controle automático de exposição (AEC – *Automatic exposure control*). Estes dispositivos inibem a geração de raios-X quando um sensor de radiação detecta a exposição adequada para a sensibilização do detector de radiação.
- Os blocos [ ] são extensões do sistema de imagem, variando com sua finalidade, tecnologia de detecção e de fabricante;

As linhas tracejadas também não estão presentes em todos os equipamentos, pelas mesmas razões;

Além das especializações dos componentes básicos, existem componentes específicos das unidades mamográficas:

- Dispositivo de compressão de mama;

- Sistema de biópsia estereotática;

Segue uma discussão sobre os principais componentes deste diagrama.

Tubo de raios-X

A função principal do tubo (ampola) de raios-X é a geração dos raios-X (ver texto - unidades radiográficas). O tubo de raios-X geralmente não é visível externamente, pois está contido em uma calota protetora de chumbo (cabeçote) com apenas uma janela por onde pode ser emitida a radiação. Desta forma, o tubo de Raios-X geralmente não é visível externamente e fica inacessível ao operador.

A capacidade térmica do anodo expressa a quantidade de calor que pode ser absorvida pelo anodo sem que ocorra dano ao tubo. Em aplicações de radiologia, a energia térmica é expressa em UC (unidades de calor), onde 1 UC = 1 KVp x1 mA x1 s (ver texto - unidades radiográficas).

Uma capacidade térmica de 300.000 UC é recomendada para aplicações de mamografia. São empregados anodos rotativos, de forma a aumentar a capacidade térmica do sistema.

Associações de alvos e filtros

A mamografia é basicamente um exame dedicado à realização de imagens de tecidos moles em alta resolução. A necessidade de obtenção de contraste nos tecidos moles da mama requer um feixe de raios-X com características muito definidas. O feixe deve ser extremamente colimado (abertura focal de 1 a 3 mm) e de baixa energia (menor que 25 keV). O material do alvo altera a radiação característica, enquanto filtros metálicos controlam a energia do feixe.

Por esta razão, alvos e filtros de molibdênio (Mo) são utilizados. Este material produz radiação característica principalmente nas faixas de 17,90 keV e 19,56 kev. A radiação característica do alvo de molibdênio fornece alto contaste na espessura média da mama.

Quando um filtro de molibdênio de 0,03 mm é utilizado, o espectro dos raios-X é suprimido para energias acima de 20 keV, devido à borda de absorção de energia da boda da camada K deste elemento.

Ao mesmo tempo, o filtro de molibdênio também absorve grande parte da energia abaixo da característica de camada K, que de outra forma, seria absorvido pela mama. Conseqüentemente, obtém-se um feixe altamente específico.

Em conclusão, a filtração com molibdênio de um feixe de raios-X gerado em um alvo de molibdênio suprime a radiação de alta energia (que reduziria o contraste) e a radiação de baixa energia (evitando a ionização desnecessária de tecido).

Em mamas espessas ou densas, a absorção de baixas energias é muito intensa, de forma que resultados melhores são obtidos com filtros de alumínio (Al) ou ródio (Rh), obtendo melhor contraste sem aumentar o kVp.

Atualmente, diversas combinações de alvos e filtros são disponíveis para fins específicos, dependendo da espessura e densidade da mama depois da compressão:

- Molibdênio (Mo) / Molibdênio (Mo): A combinação de alvos de molibdênio (Mo) e filtros de molibdênio (Mo) é tipicamente utilizada para imagem de mamas menos densas com espessura de compressão de 2,5 a 4,5 cm.
- Tungstênio (W) / Molibdênio (Mo): A qualidade da imagem com a combinação de alvos de tungstênio (W) e filtros de molibdênio (Mo) é equivalente à gerada com Mo/Mo. No entanto, a dose de radiação é ligeiramente inferior com W/Mo.
- Tungstênio (W) / Ródio (Rh): A combinação de alvos de tungstênio (W) e filtros de ródio (Rh) é utilizada em mamas menos espessas, porem mais densas, oferecendo menor dose de radiação.
- Molibdênio (Mo) / Ródio (Rh): A combinação de alvos de molibdênio (Mo) e filtros de Ródio (Rh) é tipicamente utilizada para imagem de mamas mais densas ou mais granulosas, com espessura de compressão de 4,5 a 6,0 cm.

Abertura focal

A abertura focal é a área do anodo onde ocorre a emissão de raios-X (região bombardeada pelo feixe de elétrons - ver texto - unidades radiográficas). O tamanho da abertura focal influencia a resolução da

imagem. Melhores resoluções são obtidas com pequenas aberturas focais. A abertura focal de sistemas mamográficos deve estar compreendida entre 0,1 e 0,3 mm.

Posicionamento mecânico

A qualidade da imagem registrada é influenciada por três variáveis geométricas: abertura focal, distância foco-filme (SID - *source-to-image distance*) e a distância filme-objeto (OID - object-to-image distance).

No entanto, o aumento de distância foco-filme aumenta a resolução, mas reduz a dose, requerendo uma maior corrente no tubo. Sistemas comercialmente disponíveis possuem SID de 30 cm a mais de 80 cm. Um SID de um mínimo de 60 cm é necessário para a identificação das menores microcalcificações;

A distância foco-objeto é utilizada para produzir ampliação da imagem resultante. Aumentando a OID temos a ampliação da imagem, tornando mais fácil a caracterização de microcalcificações, massas anormais e outras patologias. No entanto, o aumento da distância foco-objeto reduz a resolução, exigindo abertura focais muito estreitas.

Gerador de raios-X

O gerador de raios-X provê a tensão necessária à alimentação do tubo de raios-X com baixo *ripple*, de forma a garantir a qualidade do feixe (ver apostila de unidades radiográficas).

Os geradores de raios-X para mamografia necessitam de baixo *ripple*, utilizando geradores de alta-freqüência (convertendo a tensão de entrada de 60 Hz para freqüências superiores a 100 kHz) ou geradores de tensão constante.

Para sistemas com registro realizado por filmes com telas intensificadoras, o gerador de raios-X deve ser capaz de fornecer de 20 a 35 kV_p, com passos de 1kV_p. Esta estreita faixa de tensão possibilita o ajuste da penetração do feixe à densidade e espessura da mama, de forma a maximizar o contraste.

Adicionalmente, o gerador de raios-X também deve suprir um mínimo de 500 mAs (produto da corrente de excitação do tubo pelo tempo de exposição - ver apostila de unidades radiográficas), com tempos de exposição compreendidos entre 0,01 e 6 s.

Painel de controle

O painel de controle permite ao operador de Raios-X controlar a corrente e a tensão no tubo e o tempo de exposição de maneira a obter-se intensidade e penetrabilidade necessárias a uma radiografia de boa qualidade. Monitores em forma de mostradores, normalmente para kV, parte do painel. Todos os circuitos elétricos conectados aos mostradores do painel são de baixa tensão diminuindo o perigo de choque elétrico para o operador.

- *Ajuste da alta* tensão (Seleção de kV): O painel de controle pode, através de seleção apropriada dos indicadores, fornecer precisa-mente a alta tensão (kVp) desejada.
- *Controle da corrente de tubo (Seleção de mA)*: Usualmente, a corrente do tubo de Raios-X é controlada pelo circuito AEC.

Dispositivo de compressão de mama

O movimento da mama reduz a resolução da imagem. É possível controlar a perda de resolução por movimento, solicitando-se ao paciente que prenda a respiração durante a exposição, utilizando o menor tempo de exposição possível e imobilizando a mama por compressão.

A compressão uniforme reduz a espessura da mama, facilitando a penetração do feixe de raios-X. A compressão da mama também melhora o contraste da imagem reduzindo o espalhamento e separando as camadas sobrepostas de tecido mamário, facilitando a detecção de lesões.

O dispositivo de compressão deve liberar a mama automaticamente em uma pressão pré-definida. Os pedais de controle devem possuir controle separado para compressão e liberação da força do dispositivo de compressão.

Sistemas de Detecção e Display

Um espaço longitudinal é geralmente posto sob a mesa de exposições. Neste espaço é posto o sistema de detecção. Normalmente, os sistemas de detecção utilizados são os filmes radiográficos.

Grades de absorção

Uma grade de tiras de chumbo, permeada por espaços radiotransparentes é posicionada antes do cassete do filme. A grade deste dispositivo é projetada com espaçamento e largura adequados, de forma a absorver principalmente a radiação espalhada (*scattered*) sem interferir no feixe primário (ver apostila de unidades radiográficas). As grades de absorção exigem maiores doses de radiação ao paciente, não devendo ser utilizadas em uso concomitante com ampliação da imagem.

As grades de absorção estáticas são projetadas com fatias de espessura inferior à resolução do sistema, de forma que não apareçam na imagem. No entanto têm seu desempenho limitado.

As grades de absorção do tipo *Pooter-Bucky* vibram mecanicamente de forma a obscurecer as linhas formadas pelas fatias de chumbo, que de outra forma, apareceriam na imagem. As grades de absorção *Bucky* apresentam maiores razões da grade.

Cassetes

A qualidade da imagem em mamografia também depende do cassete. Cassetes são caixas plásticas rígidas, que abrigam o filme e a tela intensificadora (écran). Os cassetes garantem um bom contado entre a tela intensificadora e o filme. Alguns procedimentos mamográficos são realizados utilizando filmes de excitação rápida com dois conjuntos:

Filme e tela intensificadora, de forma a aumentar o contraste sem aumentar a dose de radiação.

Filmes radiográficos

Os filmes radiográficos são o meio mais difundido de armazenamento de imagem para mamografia. A chapas fotográficas são formadas por

uma folha de acetato ou poliéster, com emulsões fotográficas em ambas as faces. A emulsão fotográfica consiste em grãos de brometo de prata, com diâmetro de certa de 1 mm. O tamanho do grão da emulsão está diretamente correlacionada à resolução do filme.

Maiores velocidades de sensibilização do filme estão relacionadas à redução da dose de radiação ao paciente. Entretanto, filmes mais rápidos tendem a ser mais ruidosos. A velocidade de sensibilização está relacionada à espessura do filme, filmes mais finos tendem a ser mais lentos, mas apresentam melhor resolução.

Na mamografia são exigidos filmes rápidos e de alta resolução. Os filmes mais recentes têm conseguido agregar qualidades de resolução, velocidade e baixo ruído.

As telas fluoroscópicas são utilizadas para aumentar a eficiência da sensibilização do filme e reduzir a dose de radiação. Contudo, o espalhamento da luz proveniente da tela fluoroscópica reduz a resolução do sistema.

Depois de expostos, os filmes radiográficos necessitam de um processo de revelação química para que a imagem possa ser revelada.

Sensores digitais

A radiologia digital utiliza os mesmos sistemas de exposição (tubos e geradores de raios-X) da mamografia comum. Uso da tecnologia de detecção digital, somente visa eliminar a chapa fotográfica. Através destes sistemas é possível adquirir a imagem radiográfica diretamente e de forma digital. Os sensores digitais de radiação podem ser diretos ou indiretos.

Detectores Digitais Indiretos

Nos sensores digitais indiretos, a radiação é primeiramente convertida em luz visível por telas fluoroscópicas (iodeto de césio dopado com tálio). A luz obtida é então detectada por uma matriz de sensores digitais. Os sensores digitais podem ser do tipo CCD (*charge-coupled devices*) ou por matrizes de fotodiodos (FPD - *flat panel detector*). Sistemas digitais para mamografia tipicamente apresentam *pixels* de 30 mm, com campo de visão de 1024x 1024 *pixels*.

Detectores Digitais Diretos

Em contraste com os sistemas de radiologia digital indireta, os sistemas de radiologia digital diretos, não necessitam da conversão dos raios-X em luz visível. Um detector plano (FPD) é diretamente sensibilizado pela radiação X. Estes detectores são compostos de matrizes de silício ou selênio amorfo que, expostos aos raios-X, geram pares elétrons-lacuna que são lidos eletricamente por uma matriz de TFT e formam a imagem digital.

A literatura afirma que os sensores digitais, em geral, apresentam resolução inferior aos filmes convencionais. Novos detectores são capazes de apresentar resoluções de 10 a 16 pl/mm (pares de linhas/mm), enquanto os filmes podem apresentar de 25 a 100 pl/mm (dependendo do fabricante, tipo e velocidade do filme e da forma de exposição). No entanto, a resolução dos sistemas digitais teoricamente seria suficiente para a detecção das microcalcificações (menores estruturas, com 200 mm).

No entanto, os detectores digitais apresentam alta eficiência na detecção de quanta. Desta forma, estes sistemas são menos ruidosos, apresentando imagens com alta relação sinal/ruído (SNR) e *data quanta efficiency* (DQE) (da ordem de 0,01% para filmes e 6% para sistemas digitais).

Conseqüentemente, estes sistemas podem operar com doses de radiação muito inferiores. É referida que a redução da dose de radiação é da ordem de 90% com os sensores digitais. Os sensores digitais também são sensíveis a radiação em uma escala dinâmica de 10.000:1 contra 100:1 dos filmes, sendo extremamente lineares dentro desta escala. A imagem é obtida instantaneamente, de forma que é esperada uma redução no tempo de exame.

Os sistemas de radiologia digital disponibilizam a imagem como arquivos em computadores, sendo visualizados inicialmente em um monitor de vídeo e abrangendo facilidades de tratamento de imagem com filtros digitais e a aplicação de sistemas de auxílio ao diagnóstico (CAD - *computer aided diagnosis*). Os sistemas digitais são compatíveis com os requerimentos do Protocolo de Comunicação em Medicina (DICOM - Digital

Communication in Medicine), gerando a possibilidade de conexão com o sistema de arquivamento e distribuição de imagens (PACS - *Picture Archiving and Communication Systems*), utilizando bases de dados coorporativas, gerência do serviço pelo sistema de informação radiológica (RIS - *Radiological Information System*) e o sistema de informação do hospital (HIS - *Hospital Information System*).

Teoricamente, seria possível reduzir muito os custos operacionais de um serviço de radiologia utilizando apenas detectores e mídia digitais. O Brasil, no entanto, não aceita a mídia digital juridicamente, de forma que, mesmo sendo possível adquirir a imagem radiográfica diretamente de forma digital, sempre é necessária a sua posterior impressão em filme. Todavia, evita-se o descarte de filmes relativos a exposições inadequadas, pois o exame somente é impresso após devidamente processado.

Os equipamentos de mamografia podem ser fixos e móveis (Figura 06). Os equipamentos móveis apresentam a vantagem de ser deslocados, sendo possível que um equipamento seja utilizado em situações de dificuldade ou risco de transporte ao paciente. Nestes sistemas, um capacitor (ou grupo de capacitores) é alimentado quando o sistema está conectado à rede elétrica, sendo descarregado no momento da exposição para a geração da tensão em um tubo controlado com grade.

Figura 06 - Sistemas de mamografia móvel

Controle Automático de Exposição (AEC)

Atualmente, todos os fabricantes oferecem dispositivos de controle automático de exposição (AEC - *Automatic exposure control*). Estes dispositivos inibem a geração de raios-X quando um sensor de radiação abaixo do cassete detecta a exposição adequada para a sensibilização do filme (ver apostila de unidades radiográficas).

Desta forma, os dispositivos de AEC automaticamente compensam as variações de absorção geradas pela anatomia da mama, reduzindo a dose final de radiação e evitando repetições das exposições. Os sensores de radiação mais comumente utilizados na mamografia são os detectores de estado sólido e tubos fotomultiplicadores. Existem dois tipos distintos de AEC para mamografia:

- A seleção de kV_p é realizada pelo técnico, enquanto o dispositivo de AEC controla o mAs utilizando a técnica "*falling load*", garantindo a exposição correta do filme;
- O dispositivo de AEC controla o kV_p e o mAs. A seleção automática de kV_p é pré-programa, sendo ajustada por uma pré-exposição ou durante a própria exposição. O controle do mAs utiliza a técnica "*falling load*",

CAD

Algoritmos computacionais de auxílio ao diagnóstico (CAD – *computer assisted detection*) para mamografia utilizam técnicas de reconhecimento de padrões de anormalidade associadas a câncer em imagens digitalizadas. Estes sistemas têm seu uso facilitando dentro do PACS (*Picture Archiving and Communication Systems*), pois pode ser configura-do para a realização do laudo eletrônico automaticamente, e ao receber o exame pela rede, o especialista fornece o seu laudo no prontuário eletrônico tendo as informações do sistema.

Os sistemas CAD servem de auxílio na leitura da mamografia, não substituindo a interpretação do radiologista. Em 2001, o Congresso Americano aprovou o pagamento de adicionais para exames de mamografia assistidos por CAD no sistema de saúde.

Dispositivos de biópsia estereotáxica

Em dispositivos de biópsia estereotáxica, duas imagens mamográficas, obtidas em diferentes ângulos podem ser utilizadas para localizar as coordenadas espaciais de uma lesão. Nestes equipamentos (Figura 07), um dispositivo localizador utiliza a composição de duas imagens (em ±15º) para guiar a unidade de biópsia, colhendo a amostra de tecido com um mínimo de injúria. Normalmente, a posição da lesão é apontada pelo radiologista em ambas as imagens radiográficas, registradas em filmes ou imagens digitalizadas adquiridas com dispositivos CCD. Tipicamente, várias imagens são realizadas em um procedimento de biópsia.

Dois tipos de sistemas de biópsia são disponíveis: as acopláveis a sistemas de mamografia ("*add-on systems*") e os sistemas independentes completos ("*stand-alone*"). Ambos os sistemas realizam os procedimentos necessários de posicionamento da sonda e aspiração fina.

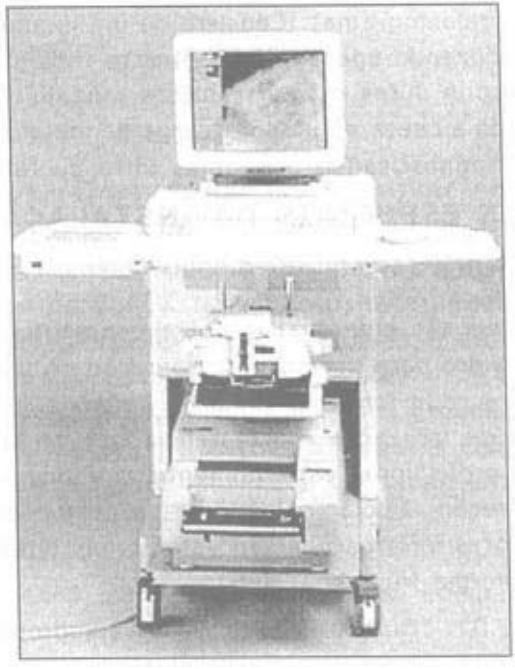


Figura 07 - Sistemas de biópsia estereotáxica "*stand-alone*".

Outras técnicas utilizadas para diagnóstico de mamas

- Ultra-som: O exame de mamas com imagens ultra-sônicas em modo B é especialmente benéfico para distinção de cistos de massas carcinogênicas sem calcificação.
- Ressonância nuclear magnética (MRI): Esta técnica é útil na detecção não-invasiva de câncer, principalmente no caso de implantes mamários de silicone. No entanto, esta técnica não apresenta resolução suficiente para identificar calcificações e massas patológicas como a mamografia convencional. A utilização do MRI em conjunto com métodos convencionais pode ser benéfica em situações apropriadas.
- Cintilomamografia: Consiste na utilização de uma gama-câmera para realizar imagem da mama de uma paciente injetada com radioisótopos. Esta técnica é útil para pacientes com mamas densas, que sofreram cirurgia mamária ou tiveram as mamas alteradas por radioterapia.
- Ductografia (galactograma): Consiste de um exame de mamografia específico, utilizando agentes de contraste radiológicos para realizar imagens dos dutos mamários. Esta modalidade pode auxiliar diagnosticando a causa de uma descarga de mamilo anormal e pode ser valioso diagnosticando papilomas intra-ductais.

NECESSIDADES ESPECIAIS DE INSTALAÇÃO

Proteção radiológica

Diversos materiais são empregados no revestimento de salas, portas e associados com vidro para promover a absorção de radiação. A proteção necessária para cada fonte de radiação depende da energia da radiação, a duração de utilização e a distância que se encontra de área circundantes. Um profissional especialmente qualificado e credenciado (supervisor de proteção radiológica) é indicado para o dimensionamento da blindagem. Maiores informações são obtidas nas diretrizes da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN):

- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção";
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção"
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas"

Espaço físico

Segundo as Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde do Ministério da Saúde, reservam-se (Tabela 01) os seguintes recursos físicos para a implantação de uma unidade de mamografia:

Tabela 01 — Espaço físico necessário para a implantação de uma unidade de mamografia.

Finalidade	*Área*
Sala de preparo de pacientes (vestiário)	*6,0 m²*
Sala de serviços	*8,0 m²*
Sala de exames	*8,0 m²*
Sala de interpretação e laudos	*6,0 m²*

Instalações elétricas

As instalações elétricas para salas de mamografia seguem as mesmas recomendações gerais das salas de radiografia geral de diagnóstico (ver texto - Unidades Radiográficas):

- As instalações elétricas das salas devem ficar internamente ao revestimento de chumbo ou barita;
- Via de regra, os equipamentos de mamografia operam em sistemas bifásicos de 220 V. No entanto, estes equipamentos devem possuir um transformador independente da instalação elétrica, não devendo este transformador alimentar áreas de tratamento intensivo e centros cirúrgicos, sob a pena de grande interferência em equipamentos menores, tais como monitores cardíacos. A alimentação deve ser dimensionada para a máxima potência do equipamento (pico), fornecida pelo fabricante.
- Toda a proteção elétrica deve ser dimensionada segundo a norma NBR 5410, tendo por base a potência do equipamento, fornecida pelo fabricante.
- Segundo a norma NBR5413, o índice de iluminação recomendado para salas de radiodiagnóstico é de 200 lux.

Demais equipamentos por ambiente

Segundo as normas de Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais do Ministério da Saúde, é recomendada a seguinte estrutura por ambiente:

Sala de exames radiográficos

- Mamógrafo com comando:
- Simples ou com sistema de mamobiópsia;
- Recursos complementares:
- 2 cadeiras; mesa para escritório; negatoscópio; banqueta giratória; mesa para instrumental; balde cilíndrico (porta detritos), com pedal; biombo; negatoscópio;

CUIDADOS ESPECIAIS NA OPERAÇÃO

- Segundo a norma NBR 6977: "Proteção radiologia - regras básicas de proteção contra raios-X para fins médicos", os projetos de proteção contra a radiação devem ser dimensionados de forma que pessoas profissionalmente expostas, não recebam exposição médias superior a 5 R por ano, não passando do limite de 3 R em quaisquer 13 semanas consecutivas. A exposição nas mãos, pés e calcanhares, isoladamente, é permitida até 75 R por ano, não passando do limite de 40 R em quaisquer 13 semanas consecutivas.
- Segundo a norma NBR 6977, as pessoas não-profissionalmente expostas, não devem receber exposição médias superior a 0,5 R por ano, o limite para adultos que ocasionalmente penetram na área controlada é de 1,5 R por ano.
- Gestantes não devem realizar exames radiográficos até o terceiro mês de gestação;
- A compressão inadequada da mama pode causar perda da qualidade de imagem em mamogramas e geração de artefatos, induzindo a repetição do exame, o que implica em fornecimento de doses extras de radiação ao paciente e em custos desnecessários.
- É solicitado que o paciente deixe de usar (ou então remova) deso-

dorante, talco, perfume, ungüentos ou cremes das mamas ou axilas. Essas substâncias podem deixar resíduos que interferirão nos resultados do exame.

- Devido às complicações em potencial, recomenda-se a utilização de mamogramas de diagnóstico, com supressão dos mamogramas de rotina, somente para mulheres com implantes de silicone. O tamanho dos implantes de silicone e a formação de tecidos conjuntivos de cicatrização tornam difícil a compressão. Se muita pressão for aplicada, o implante pode romper-se. A detecção de microcalcificações e pequenas lesões são comprometidas em mulheres com implantes de silicone.
- Para minimizar o desconforto devido à compressão da mama, deve-se marcar a mamografia logo após a menstruação, quando a possibilidade das mamas estarem sensíveis é menor. Deve-se evitar também consumir cafeína (café, chá, chocolate, refrigerantes), por um período de 1 ou 2 semanas antes do exame.

ASPECTOS DE MANUTENÇÃO

A grande maioria das falhas relacionadas aos equipamentos de mamografia está relacionada com suas partes mecânicas. Costumam ocorrer falhas mecânicas no colimador e na grade de absorção. Dentre outras aspectos de manutenção, têm-se:

- Nas grades de absorção em que o movimento vibratório é gerado por bobinas, reporta-se que esta costuma queimar. Também são comuns falhas de mal-contato nos relês envolvidos com este sistema;
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser identificados com uma numeração radiopaca, de forma a que possam ser visualizados nos filmes;
- Todos os cassetes e telas intensificadoras devem ser controlados quanto aos seus tipos, datas de aquisição e fabricante;
- As telas intensificadoras e os cassetes devem ser limpos diariamente a acumulação de pó deve ser controlada através de escovas antiestáticas;
- Testes de dosimetria e teste do sistema AEC devem ser realizados mensalmente;

- Testes de sensitometria devem ser realizados diariamente, a fim de detectar falhas no processamento dos filmes (qualidade da processadora);
- Médias mensais devem ser realizadas para avaliar a tensão de pico do tubo (utilizando um medidor kVp), o timer de raios-X (utilizando um timer de raios-X), a abertura focal efetiva e a precisão do foto-temporizador do dispositivo AEC;
- O foto-temporizador do dispositivo AEC (usualmente câmaras de ionização) pode falhar devido a mau contato elétrico, que deve ser checado periodicamente;
- É recomendada a limpeza diária da processadora de filmes (roletes e sistema de transporte), assim como o controle de qualidade (contaminação, proporção da mistura - *mix*) dos químicos;
- Químicos devem ser utilizados logo após o preparo, sob pena de perda na qualidade da imagem;
- Deve-se realizar inspeção da segurança mecânica da montagem. Devem ser checados o suporte de montagem, pedestal ou outro mecanismo de fixação. Os rodízios devem ser checados (no caso de unidades móveis);
- Partes mecânicas móveis devem ser lubrificadas;
- Devem ser checadas avarias mecânicas dos cabos de alta tensão e respectivos conectores. Chaves e controles do painel também devem ser observados;
- Mesmo nos circuitos eletrônicos, é importante verificar a limpeza das placas de circuito impresso, pois a presença de circuitos de alta-tensão pode resultar em acúmulo de poeira e poluição condutiva.
- Observar marcações, avisos, precauções de operação e outras indicações gráficas no corpo do equipamento;
- No caso de sistemas mamográficos digitais, o papel térmico das *Dry Printers* deve ser protegido do calor, luz e químicos;
- As demais considerações para radiografia de diagnóstico costumam aplicar-se a mamografia (ver texto - unidades radiográficas), principalmente as referentes aos tubos de raios-X.

A freqüência de manutenções preventivas é geralmente indicada pelo fabricante. Na ausência de tal informação, recomenda-se proceder com

testes mensais de constância, observando itens quantitativos, testes diários de sensitometria, dosimetria e limpeza diária.

Cuidados especiais

As altas tensões presentes nos equipamentos de raios-X são extremamente perigosas e potencialmente letais.

Nunca realize sozinho, testes com estes equipamentos, tenha sempre alguém ao lado.

Nunca toque nos circuitos do gerador de alta tensão, a menos que esteja seguro que o equipamento esteja desligado.

Instrumentos de teste

Para a realização dos testes quantitativos de constância, testes de aceitação e auxiliar na manutenção corretiva, alguns instrumentos de teste são necessários (Figura 08 e Figura 09). Os critérios para sua aquisição devem considerar o tipo de contrato de manutenção que a instituição tem com fornecedores externos, a capacitação técnica de seus empregados e a disponibilidade de recursos para tais investimentos. Se estes testes forem realizados por técnicos da própria instituição, estes devem estar capacitados e autorizados para tal. Os principais instrumentos são:

- Timer de Raio-X (Ex: Gammex RMI 231A; Nuclear Associates 07-453 Digital X-Ray Pulse Counter/Timer);
- Dosímetros (Ex.: Ex.: Gammex RMI 242; Nuclear Associates 06-526-5290 Rad Check Mammo; RADCAL 3036 Dosimeter/Ratemeter/Timer; UNFORS Mult-O Meter 300 Series; Victoreen 4000+; Inovision TRIAD Model 10500 AM);
- Medidores de KVp (Ex.: UNFORDS Test-O-Meter 9005 MAM);
- Sensitômetros;
- Phantoms para mamografia (Alguns fabricantes já fornecem phantoms para atender aos requisitos do MQSA e ACR) (*);
- Balança de força;

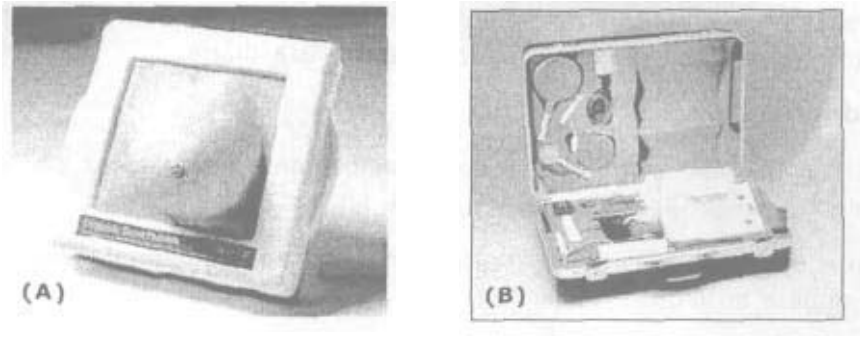


Figura 08. (A) Phantom para mamografia e (B) Medidor multiparamétrico (dosímetro, medidor de kVp, medidor de mAs, etc)

(*) - Os *phantoms* também podem ser confeccionados segundo os padrões definidos em norma.

Testes quantitativos

Estes testes devem ser realizados periodicamente por pessoal capacitado, de forma a detectar degradações do sistema que possam indicar falhas. Apesar da programação prévia, os teste devem ser repetidos sempre que:

- Houver suspeita de mau funcionamento;
- O equipamento passar por uma manutenção;
- Um teste de constância indicar desvios de normalidade, de forma a confirmar o resultado.

Os testes específicos devem tomar procedência segundo as indicações do fabricante, e de preferência seguindo as orientações de normas técnicas aplicáveis ao equipamento ou as recomendações dos fabricantes dos instrumentos de medidas utilizados nos testes. Para mamógrafos com alta carga de trabalho é recomendada uma freqüência semanal de testes:

Testes mensais

- Colimação: É verificada a incidência no feixe dentro da CFOV (*central field of view*) do campo;
- AEC: Um *phantom* de atenuação uniforme (imita a três valores de atenuação de mamas) é exposto. A densidade óptica média do filme nos diferentes valores de atenuação não pode variar mais de ±0,2 de seus valores padrões:

- Ajuste de dose: Ajuste das exposições de forma a obter densidades ópticas entre 1,0 e 1,6 com o *phantom* de atenuação.
- Resolução: É calculada a resolução através de um *phantom* de pares-de-linha nas direções paralela e perpendicular ao tubo. A resolução deve ser medida com a grade de absorção ativada e é dada pelo menor par-de-linha indistinguível visualmente.
- Contraste: São observadas cinco estruturas circulares de diferentes contrastes em um *phantom* de análise de contraste. Pelo menos 2 estruturas devem estar visíveis.
- Artefatos: É comparada uma exposição homogênia dentro de uma distância foco-filme utilizada na clínica, sem a grade de absorção. Utilizando uma lente de aumento de 5 a 10 x, não se devem ser detectados arranhões, padrões ou pontos espúrios. O teste deve ser repetido com a grade de absorção e as linhas de absorção não devem estar pronunciadas.

Testes Semestrais

- Força: Medida da máxima força fornecida pelo dispositivo de compressão. A balança de força deve ser posicionada juntamente com uma bolsa de água (5 x15 cm), de forma a distribuir a força no dispositivo de compressão. Forças entre 50 N e 200 N são requeridas. A força aplicada não pode variar mais de ±10 N de seus valores padrões:

Figura 09. Conjunto *(kit)* para avaliação de qualidade de imagem em mamografia

Normas técnicas aplicáveis

Como os demais equipamentos eletromédicos, os equipamentos de mamografia estão cobertos pelas normas da *International Electrotechnical Commission* (IEC), algumas já com versão brasileira pela ABNT (NBR). Existem também normas estrangeiras, como é o caso do *Mammography Quality Standarts Act* (MQSA) publicado pelo *Food and Drug Administration* (FDA), *American College of Radiology* (ACR) e da British Standards Institution (BS). São elas:

Mamografia

- NBR-IEC 60601-1-1: "Equipamento eletromédico. Parte 1-1: Prescrições gerais para segurança", 1998;
- NBR-IEC 60601-1-2: "Equipamento eletromédico. Parte 1-2: Compatibilidade eletromagnética - Requisitos e testes", 1998;
- NBR-IEC 61223-1: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 1: Aspectos Gerais", 1993;
- NBR-IEC 61223-2-10: "Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 2-10: Testes de aceitação - Performance de equipamentos de raios-X para mamografia", 1996;

Proteção Radiológica

- NBR 6977: "Proteção radiológica - regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos", 1981;
- CNEN - NE 3.01: "Diretrizes básicas de radioproteção", 1988;
- CNEN - NE 3.02: "Serviços de radioproteção",1988;
- CNEN - NE 6.02: "Licenciamento de instalações radiativas", 1988;
- IEC 60601-2-45: "Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of mammographic x-ray equipment and mammographic stereotactic devices (draft standard)".

Normas Estrangeiras para Mamografia

- FDA: "Mammography Quality Standarts Act 21", CRF Part 900.10.18, 1995; CRF Part 900.16, 1997; CRF Part 900.18, 1999;
- ACR: "Standard for diagnostic medical physics performance monitoring of radiological and fluoroscopic equipment", 1992; "Standard for performance of diagnostic mammography and

problem-solving breast evaluation", 1997; "Standard for performance screening mammography", 1997;

- BS EN 61953: "Diagnostic imaging equipment. Characteristics of mammographic antiscatter grids", 1998;
- BS EN 61223 - Part 3.2: "Evaluation and routine testing in medial imaging equipment. Acceptance tests. Imaging performance of mammographic x-ray equipment", 1997;
- BS EN 61223 - Part 3.2: "Evaluation and routine testing in medial imaging equipment. Acceptance tests. Imaging performance of digital mammographic x-ray equipment", 1997;

Manutenção preventiva

Além dos itens listados acima, deve-se ter em mente que nos equipamentos de mamografia, o componente mais crítico é o tubo de raios-X, sendo todas as recomendações aplicáveis aos sistemas radiográficos de uso geral (ver apostila de unidades radiográficas).

BIBLIOGRAFIA

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Scanning Systems, Mammography; Stereotactic Systems, Biopsy, Mammography**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-ray Generator**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Quality Control Devices, X-ray Generator**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Phantoms**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **X-Ray Film Processors, Automatic**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Radiographic Systems, Film, Digital**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS): **Printers, Dry Imaging**. PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR 6977**: Proteção radiológica - regras básicas de proteção contras raios-X para fins médicos. ABNT, 1981;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-1**: Equipamento eletromédico. Parte 1: Prescrições gerais para segurança. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60601-2-2**: Equipamento eletromédico. Parte 2: Prescrições particulares de segurança para equipamento cirúrgico de alta freqüência. ABNT, 1998;

Associação Brasileira de Normas Técnicas. **Norma NBR-IEC 60223-3-2**: Avaliação e testes de rotina em departamentos de imagem médica. Parte 3-2: Testes de aceitação - performance de equipamentos de raios-X para mamografia. ABNT, 1996;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Projetos Físicos de Estabelecimentos Assistenciais de Saúde**. Imprensa Nacional, 1994;

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Assistência à Saúde. **Normas para Dimensionamento de Serviços Médico-Assistenciais**. Imprensa Nacional, 1995;

WEBB, S. **The physics of medical imaging**. Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, 1995;

SANTANA. **Instalações Elétricas Hospitalares**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 1999;

ALBUQUERQUE, J. A. G. **Avaliação automática de parâmetros físicos de qualidade de imagem em sistemas de radiologia digital odontológica**. Campinas, 2001, Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas;

CAPÍTULO 20

VENTILADORES PULMONARES

Elaborador por:
Profa. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO 685

HISTÓRICO 685

ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO 687

Componentes do sistema respiratório 687

Mecânica pulmonar 689

Propriedades estáticas do sistema respiratório 690

Propriedades dinâmicas do Sistema Respiratório 691

Insuficiência Respiratória 692

VENTILADORES 693

Componentes básicos de um ventilador 693

O controle básico de um ventilador 697

Particularidades de quatro tipos de ventiladores 707

CARACTERÍSTICAS RELEVANTES DE UM VENTILADOR MECÂNICO 712

PATOLOGIAS ASSOCIADAS À VENTILAÇÃO MECÂNICA 713

TESTES MÍNIMOS DE SEGURANÇA 715

MANUTENÇÃO 718

BIBLIOGRAFIA 720

INTRODUÇÃO

Ventilação é o ato mecânico de fornecer ar aos pulmões. Ocorre espontaneamente através da ação da musculatura respiratória que ao contrair, faz surgir um gradiente de pressão entre o meio-ambiente e os pulmões, promovendo a entrada de ar nos mesmos. Na expiração ocorre o relaxamento da musculatura respiratória, inverte-se o gradiente de pressão e o ar sai dos pulmões.

Ventilador é um equipamento utilizado para proporcionar a ventilação pulmonar artificial.

O objetivo dos ventiladores pulmonares é, de modo geral, prover suporte ventilatório temporário, completo ou parcial, há pacientes que não conseguem respirar por vias normais (insuficiência respiratória) devido a fatores como doenças, anestesia, defeitos congênitos, etc. Os ventiladores também são usados para permitir descanso dos músculos respiratórios até que o paciente seja capaz de reassumir a ventilação espontânea.

A insuficiência pode estar associada a uma patologia ou pode ser induzida para se obter analgesia, relaxamento muscular e redução da atividade metabólica, geralmente associados a procedimentos cirúrgicos.

Na maioria dos ventiladores uma fonte de pressão positiva entrega ar para os pulmões do paciente que faz a troca gasosa, e então retira a pressão para que ocorra a expiração.

A ventilação artificial pode ainda ser feita pela via nasal, oral ou por tubo de traqueostomia.

HISTÓRICO

Século XII: o mecanismo da ventilação pulmonar passa a ser compreendido.

1555: Versálio introduz a ventilação mecânica artificial empregando um fole para foçar gás para o interior da traquéia de um cão com o tórax aberto.

1660: Franciscus Sylvius de La Boe observa e estuda os movimentos respiratórios e conclui: "os pulmões não possuem movimento próprio, mas seguem o movimento do tórax e do diafragma. Os pulmões não expandem porque são insuflados, mas são insuflados com ar porque são expandidos".

1776: John Hunter contribuiu com uma das mais notáveis tentativas de ventilação mecânica: utilizou um sistema de duplo fole introduzido na traquéia de um cão, montado de modo que um fole bombeava ar ambiente para dentro e o outro bombeava ar para fora dos pulmões (princípio da ventilação com pressão positiva).

1820: Carson: estudou a elasticidade dos pulmões.

1864: Jones introduziu o primeiro ventilador de tanque envolvendo o corpo todo (exceto a cabeça). Baseava-se na utilização de pressão negativa para expandir os pulmões (pulmão de aço).

1876: Woilez desenvolveu o espiróforo aprimorando o pulmão de aço. Acomodava um paciente deitado e possuía um bastão indicador da excursão do movimento torácico para confirmação visual da expansão pulmonar.

1928: Jaquet utilizou a câmara de diferenciação pneumática desenvolvida em 1855 por Willians (para fins terapêuticos).

1928: Drinder e Shaw introduziram o primeiro pulmão de aço a ser utilizado amplamente. As alterações na pressão do reservatório eram geradas por um ventilador rotativo sob impulsão elétrica.

1931: Emerson construiu um pulmão de aço incorporando novas tecnologias e a custo bem menor: consistia em um cilindro hermético onde era colocado o paciente (cabeça de fora). Um fole impulsionado por motor elétrico ou manualmente (no caso de falta de energia elétrica) produzia pressão sub-ambiente dentro do tanque, resultando num gradiente de pressão transpulmonar positiva que facilitava o fluxo de gás para dentro dos pulmões (foi motivado por uma séria epidemia de poliomielite).

1946: retomada das pesquisas sobre mecânica ventilatória durante a Segunda guerra mundial.

1952: Engström dá início à moderna ventilação mecânica com pressão positiva, durante a epidemia de pólio na Dinamarca (1952) e na Suécia (1953).

1963: Campbell e Brown realizam o modelamento do sistema respiratório por meio de circuito elétrico analógico.

1964: Peters e Satcy determinaram os parâmetros da mecânica respiratória por meio de computador dedicado.

1968: Terzi e Peters utilizam protótipo construído na Universidade da Carolina do Norte para estudar a mecânica ventilatória.

A evolução tecnológica tem atuado nos ventiladores mecânicos no sentido de promover maior conforto aos pacientes e maior segurança aos médicos, quanto à tomada de decisões no tratamento de pacientes.

ANATOMIA E FISIOLOGIA DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

Componentes do sistema respiratório

Segundo Miller (1986), respiração significa transporte de oxigênio do ar atmosférico até as células do corpo e, em sentido contrário, transporte de dióxido de carbono das células até o ar atmosférico. O sistema respiratório desempenha duas fases deste processo: ventilação pulmonar, que é a movimentação do ar entre a atmosfera e o alvéolo, e difusão de oxigênio e dióxido de carbono entre o ar alveolar e o sangue.

O ar entra no sistema respiratório pelas cavidades do nariz e, ou pela boca, passa pela faringe, pela laringe e pela traquéia. Após atravessar a traquéia (tubo cartilaginoso com diâmetro entre 1,5 e 2,5 cm e de 11 cm de comprimento), o ar passa para os brônquios (esquerdo e direito) que se subdivide nos bronquíolos, que se estendem até os alvéolos, onde ocorrem as trocas gasosas com o sangue (por processo de difusão passiva).

Estima-se que há centenas de milhões de alvéolos nos pulmões, representando uma superfície com dezenas de m^2 para trocas gasosas (oxigênio sai dos alvéolos e passa para o sangue; gás carbônico faz o caminho inverso).

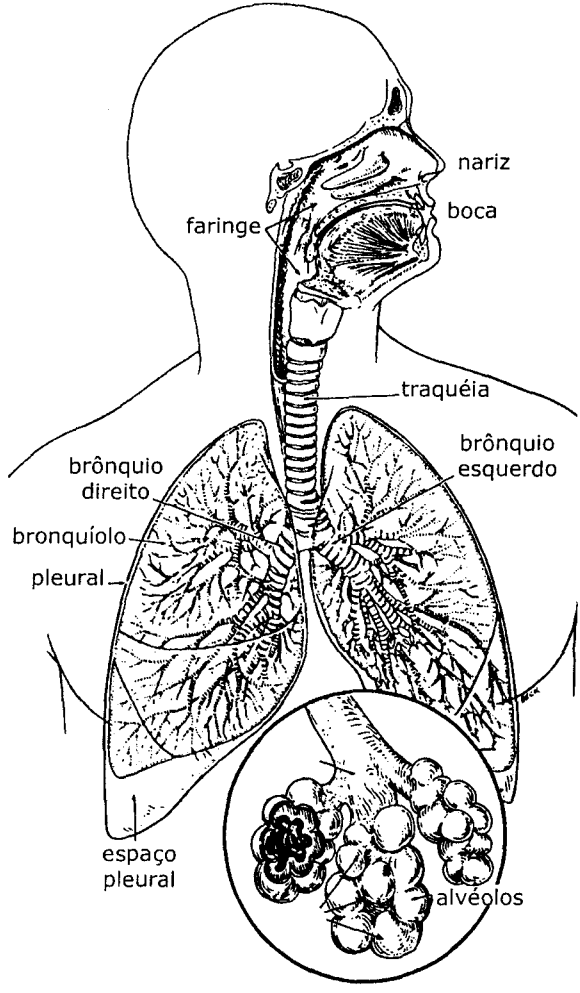


Figura 1. Corte do sistema respiratório mostrando a localização anatômica dos seus componentes (mod. Feinberg, 1986).

Os componentes do sistema respiratório entre a traquéia e os bronquíolos terminais, constituem a zona de condução, participam apenas da condução gasosa. Os bronquíolos respiratórios, os ductos e sacos alveolares constituem a zona respiratória, onde ocorrem as trocas gasosas.

Os pulmões são revestidos pela pleura visceral, que adere à pleura parietal que reveste a parede interna do tórax devido à existência de um

líquido. Tal líquido fornece o mecanismo de aderência entre as pleuras e funciona como um lubrificante durante o ciclo ventilatório.

Mecânica pulmonar

Durante as fases de inspiração e expiração, os pulmões têm papel passivo. São os músculos diafragma e intercostais interno e externo que promovem a variação do volume da cavidade torácica criando pressões negativa e positiva que movimentam o ar para dentro e para fora dos pulmões.

Inspiração: a inspiração é um processo ativo, no qual o volume do tórax aumenta e cria uma pressão negativa no tórax em relação ao meio exterior, promovendo a entrada do ar atmosférico. O músculo mais importante neste processo é o diafragma.

Expiração: é essencialmente passiva devido às propriedades elásticas dos pulmões: quando a inspiração cessa, a energia elástica acumulada nas suas fibras é usada para retraí-las ao seu comprimento inicial. Uma pressão positiva é criada no interior dos pulmões e o ar é expirado para a atmosfera. Durante a realização de exercícios físicos e a hiperventilação voluntária, a expiração se torna ativa.

Níveis pressóricos no sistema respiratório

Pressão intrapleural ou pleural: é aquela existente no espaço entre as pleuras visceral (em contato com o pulmão) e parietal (em contato com a cavidade torácica).

Pressão alveolar: é a pressão existente dentro dos alvéolos.

Durante a inspiração, a musculatura inspiratória se contrai, expandindo o tórax e a pressão pleural varia de -3,5 a -5mmHg (aproximadamente). A pressão alveolar diminui causando um fluxo de ar para dentro dos pulmões.

Durante a expiração, com a diminuição do volume do tórax, a pressão pleural fica menos negativa e a pressão alveolar aumenta até ficar superior à pressão atmosférica, causando fluxo de ar para fora dos pulmões.

A variação da pressão intra-alveolar é de -3mmHg na inspiração e de 3mmHg na expiração.

Pressão transpulmonar: caracteriza a diferença de pressão entre os alvéolos e as superfícies externas dos pulmões. É a pressão necessária para vencer as forças elásticas do pulmão (em condições estáticas) e a resistência das vias aéreas ao fluxo de ar (em condições dinâmicas).

Propriedades estáticas do sistema respiratório

Volumes e capacidades pulmonares

O estudo funcional do pulmão inclui uma avaliação espirométrica que determina volumes e capacidades pulmonares representados na figura 2.

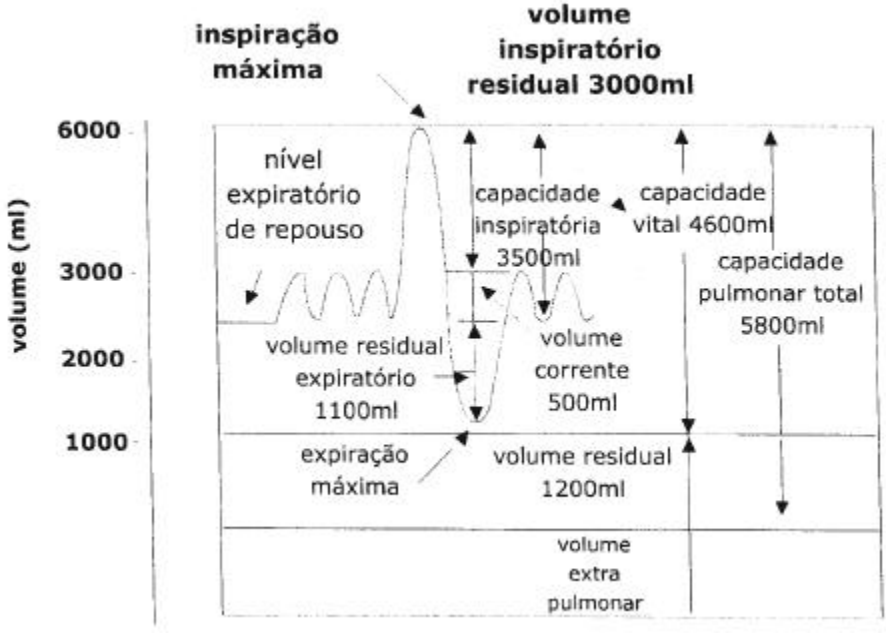


Figura 2. Valores estáticos de volumes e capacidades pulmonares ou função pulmonar humana (para um adulto do sexo masculino).

Medidas realizadas de forma direta (com um espirômetro):

Volume corrente: é o volume de ar inspirado ou expirado em cada respiração normal.

Volume de reserva inspiratória: é o volume máximo de ar que pode ser inspirado a partir da posição final da inspiração normal.

Volume de reserva expiratório: é o volume máximo de ar que pode ser expirado a partir da posição final da expiração normal.

Volume residual: é o volume de ar que permanece nos pulmões ao fim de uma expiração máxima.

Capacidade vital: é o volume de gás máximo que pode ser expirado após uma inspiração máxima.

Capacidade pulmonar total: é o volume máximo de extensão dos pulmões com o máximo esforço inspiratório possível.

Capacidade inspiratória: é o máximo volume que pode ser inspirado a partir de um nível expiratório de repouso.

Capacidade residual funcional: é o volume que permanece nos pulmões ao nível expiratório de repouso.

Propriedades dinâmicas do Sistema Respiratório

A pressão do sistema respiratório precisa vencer os componentes elásticos e resistivos do mesmo. As características elásticas (complacência) e resistivas do sistema respiratório definem o seu comportamento dinâmico.

Características elásticas: a elasticidade é a propriedade da matéria que permite a um corpo retornar à sua forma original após ter sido deformado sob a aplicação de uma força. Os componentes elásticos do sistema respiratório são:

Complacência pulmonar: é o grau de elasticidade pulmonar que depende do volume e da pressão transpulmonar. Seu valor normal é de 0,2 l/ cm H_2O.

Complacência da caixa torácica (tórax, diafragma, parede abdominal e mediastino): a complacência da caixa torácica representa 34% do valor da complacência pulmonar. Uma complacência elevada implica em ventilação fácil. Complacência baixa implica em ventilação difícil.

Características resistivas: os componentes que caracterizam a resistência do sistema respiratório são:

Resistência das vias aéreas: é a diferença de pressão entre os alvéolos e a boca, por unidade de fluxo aéreo. Representa a resistência das vias aéreas à passagem de fluxo (atrito das moléculas gasosas com as vias aéreas). Num adulto médio: 10cmH2O/l/s.

Resistência tecidual: causada pelo atrito do deslocamento dos tecidos pulmonares, da caixa torácica, do diafragma e do abdômem.

Num adulto jovem e normal, a resistência tecidual representa 20% e a resistência das vias aérea, 80% da resistência pulmonar.

Insuficiência Respiratória

Insuficiência respiratória é a incapacidade do pulmão de manter as pressões parciais dos gases sanguíneos (O, e CO2) normais. Pode resultar de fatores:

- Ambientais;
- Pulmonares-ventilatórios: neuro-musculares, restritivos (ppdds elásticas) e obstrutivos (ppdds reistivas);
- Pulmonares-alvéolo-capilares: disfuncionais; alteração do quociente ventilação-perfusão.

Fatores ambientais incluem a inalação de fumaça e gases tóxicos, como ocorre nos casos de incêndios e em acidentes com produtos químicos.

As lesões restritivas impedem a expansão da caixa torácica, a movimentação do diafragma ou a expansão do pulmão (deformidades do tórax, obesidade, etc).

As lesões obstrutivas dificultam a chegada do ar até os alvéolos por reduzirem a luz das vias aéreas.

Os fatores disfuncionais causam defeitos na difusão e dizem respeito principalmente à alteração da membrana alvéolo-capilar, como no caso da síndrome de bloqueio alvéolo-capilar, onde ocorre espessamento da membrana e alterações da vascularização pulmonar.

Patologias relacionadas à insuficiência respiratória:

- Atelectasia: caracteriza o colapso alveolar. Ocorre devido à obstrução das vias aéreas (por tumor cancerígeno) ou pela falta de surfactante nos alvéolos que diminui a tensão superficial do líquido alveolar.

- Edema pulmonar: descreve uma situação de excesso de líquido nos pulmões (espaço instersticial e, ou alvéolos), como resultado de infecção crônica e aguda ou obstrução das vias aéreas, causando redução da capacidade de difusão do pulmão.
- Pneumonia: processo inflamatório dos pulmões que reduz a área da membrana respiratória e a relação ventilação por perfusão, diminuindo a capacidade de difusão.
- Tuberculose: infecção pulmonar causada por bacilos tuberculosos, provocando a formação de lesões fibrosas. Aumenta a espessura e reduz a área da membrana respiratória, reduzindo a capacidade de difusão e aumentando o trabalho respiratório.
- Doenças pleurais como pneumotórax e derrames.

VENTILADORES

Os ventiladores pulmonares, segundo a divisão da UMDNS (Universal Medicai Nomenclatura System) e também usadas no ECRI, podem ser classificados em quatro subdivisões: 1. Ventilador para cuidado intensivo - adulto; 2. Ventilador para cuidado intensivo - pediátrico; 3. Ventilador para transporte; e 4. Ventiladores portáteis.

Componentes básicos de um ventilador

Na figura 3 é apresentado um diagrama em blocos mostrando os componentes básicos de um sistema ventilatório.

A mistura gasosa vinda do ventilador pulmonar é entregue ao paciente através do circuito do paciente (figura 4), que contém entre outros componentes, cânulas ou tubos corrugados para a condução do ar, umidificadores, aquecedores, nebulizadores e filtros de bactérias.

Como acessórios pode-se relacionar misturadores e válvulas reguladoras de pressão.

A alimentação pode ser feita via rede elétrica e, ou a bateria, na maioria dos equipamentos. A bateria externa pode ser utilizada por períodos curtos, durante interrupção do fornecimento de energia elé-

trica. Normalmente, os ventiladores também possuem uma bateria interna, que pode ser usada (por até 1 hora) se a bateria externa for desconectada, como no caso do paciente ser movimentado de um local para outro. A bateria interna carrega-se automaticamente quando o ventilador é ligado na rede elétrica.

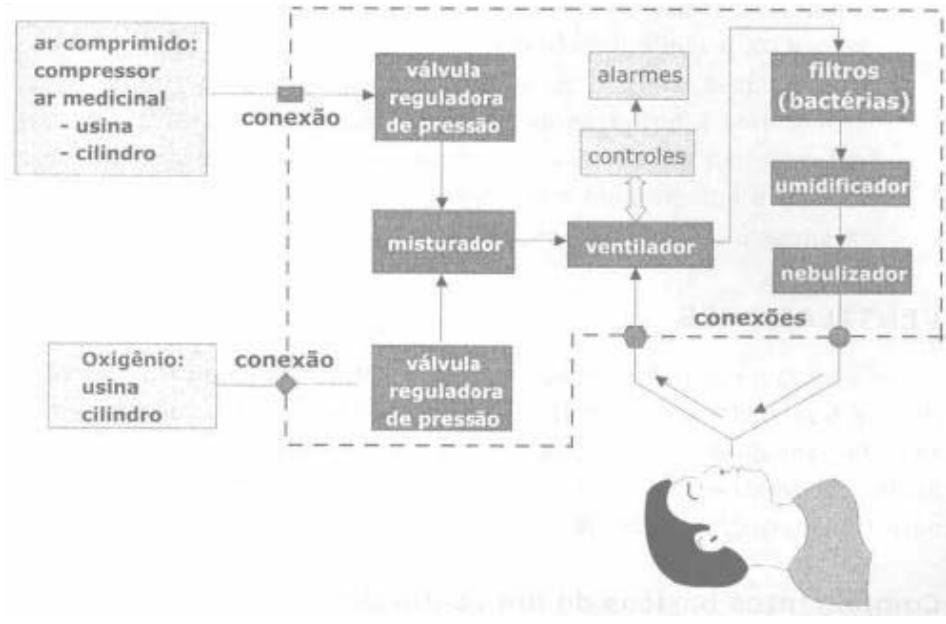


Figura 3. Diagrama em blocos de um ventilador pulmonar básico.

- Válvulas reguladoras de pressão: são os elementos que fazem a regulação da pressão na entrada do ventilador, dos gases entregues ao paciente. Os gases vêm de fontes como cilindros e, ou usinas à pressões elevadas. Num sistema aberto como o mostrado anteriormente, o controle de pressão ajusta o nível PIP (pico de pressão inspiratória).
- Misturadores: são elementos acoplados à entrada de ar dos ventiladores, que têm a função de misturar adequadamente diferentes gases nas concentrações desejadas. Geralmente, possuem entradas para ar comprimido, oxigênio e nitrogênio. A fração de oxigênio inspirado (FiO2) pode ser ajustada para evitar hipoxemia e hipoxia (valores típicos entre 21% e 100%).

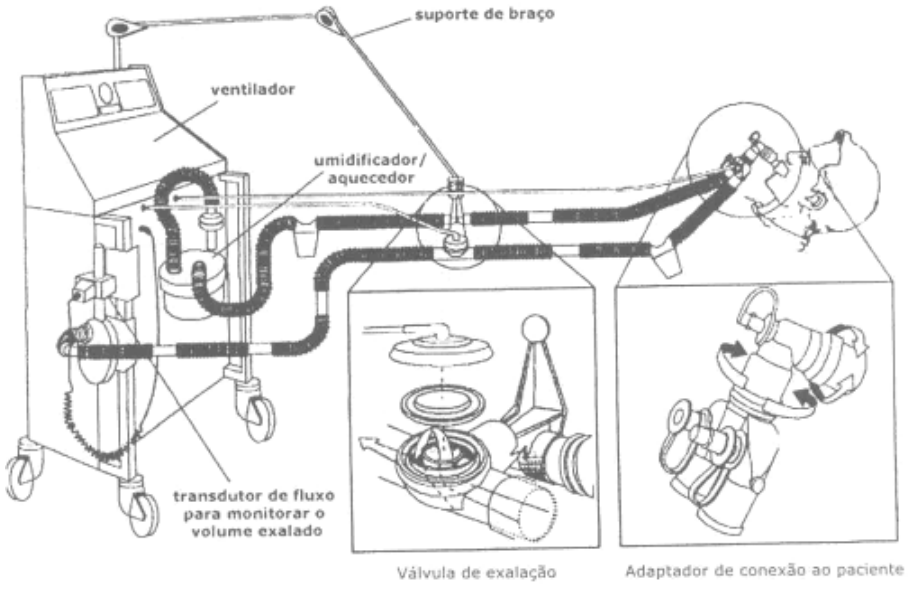


Figura 4. Circuito do paciente (modificado de Health Devices, 1994).

Filtro de bactérias: é usado para elevar a qualidade do ar entregue ao paciente. Tem como objetivo evitar a contaminação bacteriológica do paciente. Deve ser o último componente a ser conectado antes do circuito aéreo do paciente.

Nebulizadores: são utilizados para administrar drogas, na forma de aerosol, pela via respiratória, como por exemplo, broncodilatadores.

Umidificadores: são acoplados à saída dos ventiladores para acrescentar vapor d'água ao gás inspirado pelo paciente. São projetados para produzir uma quantidade máxima de vapor de água com uma quantidade mínima de partículas d'água. São necessários porque a ventilação de pacientes por período prolongado, com ar comprimido ou gases de cilindro e em salas com ar condicionado, gera secreções brônquicas e alveolares mais secas que o normal. A formação de secreções solidificadas pode afetar a resistência das vias aéreas ao fluxo gasoso. A umidificação é feita com água filtrada e de preferência desmineralizada e deve ser trocada periodicamente para evitar contaminação.

Válvula de exalação ou expiratória: o circuito do paciente possui ainda válvulas que permitem que o gás exalado pelo paciente saia para a atmosfera ou para outro circuito fechado. Quando o ar é entregue ao paciente, a pressão positiva precisa forçar o pulmão a receber o ar e, portanto, é necessário que a via usada para expiração do ar seja fechada. Essa válvula tem as funções de fechar o circuito de saída na inspiração e abrir o circuito de saída na expiração.

Alarmes: os alarmes de um ventilador pulmonar não devem nunca ser permanentemente desabilitados. Servem para monitorar problemas que podem ocorrer durante a operação do equipamento, tais como: apnéia; pressão muito alta ou muito baixa; freqüência do ciclo respiratório muito alta ou muito baixa; falta dos gases utilizados; desconexãó do circuito ventilatório; bloqueio no circuito respiratório; perda de energia elétrica ou bateria muito fraca.

Controles: os controles serão vistos no item O controle básico de um ventilador.

Os modelos mais completos possuem, ainda, sensores e interface para computador e através destes é possível monitorar e controlar diversos parâmetros. Também é possível enviar à sala de controle e armazenar as medidas críticas, os alarmes e os dados sobre o procedimento. Na figura 5 é apresentado um diagrama em blocos de um ventilador microprocessado.

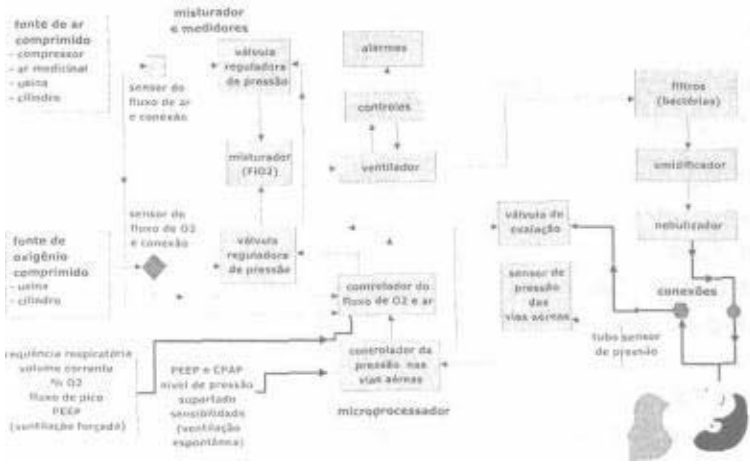
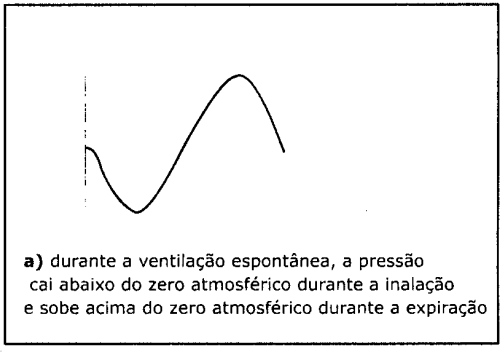


Figura 5. Diagrama em blocos de um ventilador microprocessado.

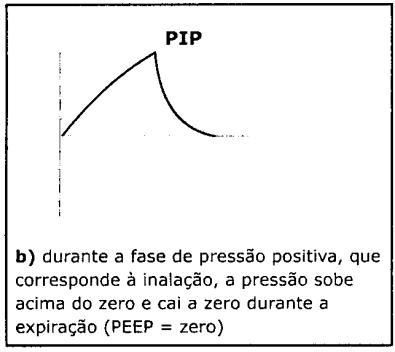
O controle básico de um ventilador

Para que o ventilador seja configurado a fornecer uma certa curva de ventilação, vários parâmetros devem ser configurados, como a duração das fases inspiratória e expiratória (taxa I: E), o tipo de forma de onda desejada, o volume de ar entregue, o volume-minuto desejado e o nível de PEEP (pressão positiva mantida no final da expiração).

Na figura 6 é comparada a forma de onda da ventilação espontânea e uma forma de onda usada na ventilação forçada com pressão positiva.



a) durante a ventilação espontânea, a pressão cai abaixo do zero atmosférico durante a inalação e sobe acima do zero atmosférico durante a expiração



b) durante a fase de pressão positiva, que corresponde à inalação, a pressão sobe acima do zero e cai a zero durante a expiração (PEEP = zero)

Figura 6. (a) Durante a ventilação espontânea, a pressão cai abaixo do zero atmosférico durante a inalação e sobe acima do zero atmosférico durante a expiração. (b) Durante a fase de pressão positiva, que corresponde à inalação, a pressão sobe acima do zero e cai a zero durante a expiração (PEEP = zero)

Controles do ventilador

Os circuitos de controle são responsáveis pela maneira com que o paciente será ventilado. Basicamente, os ventiladores possuem os seguintes controles:

Fluxo e, ou pressão e, ou volume:

Fluxo: ajusta o valor do pico de fluxo de ar a ser enviado pelo equipamento (l/min).

Pressão: ajusta o pico de pressão a ser atingida. Num sistema fechado, o gás flui até PIP ser atingido e, então, é desligado, sendo que a válvula de exalação permanece fechada durante o tempo inspiratório. Se um vazamento causar um decréscimo no nível de pressão, o fluxo pode ser reiniciado

até o PIP ajustado ser atingido. A unidade mais utilizada é centímetros de água (cmH_2O).

Volume: ajusta o volume de ar a ser enviado ao paciente, geralmente apresentado em ml.

Freqüência respiratória: determina o número de ventilações geradas por minuto.

Relação I: E (razão entre o tempo de inspiração e o de expiração).

Tempo de inspiração: controla o tempo disponível para inspiração, medido em segundos.

Tempo de expiração: determina o tempo de expiração, medido em segundos.

Pausa inspiratória: pode ser determinada em unidade de tempo (s) ou em percentual do tempo expiratório. Fecha as válvulas de inspiração e de expiração, fazendo com que o fluxo seja nulo.

Sensibilidade: determina o nível de esforço que o paciente deve fazer para disparar um ciclo respiratório. O ventilador pode ser sensível em nível de pressão - medido em centímetros de H_2O - ou a um fluxo - medido em litros por minuto.

PEEP: Positive End Expiratory Pressure. Este controle, ativo nas respirações controladas ou assistidas, ajusta um nível de pressão positiva ao final da expiração (cmH_2O).

CPAP: Continuous Positive Airway Pressure: controle ativo nas respirações espontâneas, mantém um nível de pressão positiva durante todo o ciclo ventilatório (cmH_2O).

Modalidades de ventilação (abordadas em Transição da fase expiratória para inspiratória).

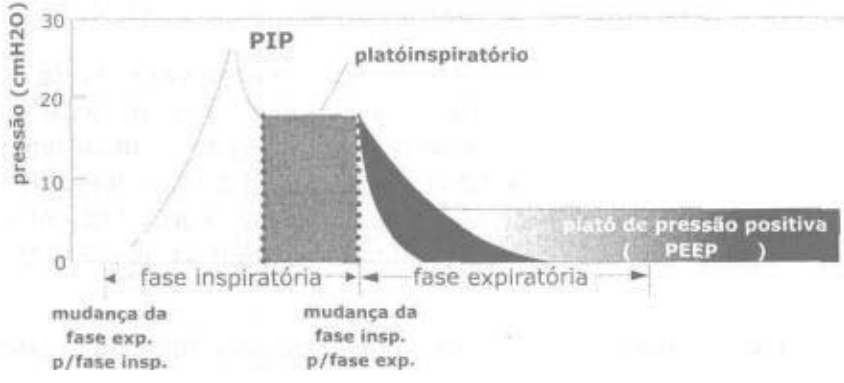
Os tipos de controle dos mecanismos de funcionamento e, ou das válvulas de saída, podem ser:

- Mecânico: utiliza polias reguladoras, alavancas. Foi utilizado inicialmente nos ventiladores operados manualmente.

- Pneumático: utiliza pressão de gás comprimido ou combinado com o oxigênio, para operar injetores, venturis, pistões e válvulas eletromecânicas.
- Por fluxo: utiliza fluxo de gás para operar chaves de pressão.
- Elétrico: utiliza chaves eletro-mecânicas para controlar a operação do ventilador.
- Eletrônico: usa dispositivos eletrônicos (diodos, transistores, amplificadores operacionais, microprocessadores). O oxigênio é usado como forma de terapia e não como fonte de energia primária. Assim, em caso de falha no sistema de fornecimento de 0_2, o equipamento continuará a funcionar, fornecendo gás atmosférico (concentração de O_2 = 21%). A pressão positiva pode ser obtida a partir de um pistão deslocado com o auxílio de um motor elétrico.

Ciclo ventilatório mecânico

Na figura 6 é mostrada a curva com os padrões de pressão inspiratória e expiratória e componentes do ciclo respiratório durante ventilação mecânica.



PIP é o pico da pressão inspiratória e PEEP é o nível de pressão positiva no final da inspiração

Figura 7. Componentes do ciclo ventilatório mecânico. PIP é o pico da pressão inspiratória e PEEP é o nível de pressão positiva no final da inspiração (modificado de Miller, 1989).

A interação entre as características dos componentes do ventilador e as vias respiratórias do paciente produz curvas de pressão (figura 7), fluxo e volume dependentes desta interação.

Para descrição desta interação, são estabelecidas 4 funções para o ventilador:

Insuflar os pulmões;

Decidir quando parar de inflar; Esvaziar os pulmões;

Decidir quando insuflar novamente.

A estas funções correspondem 4 fases do ciclo ventilatório:

Fase inspiratória e platô inspiratório;

Transição inspiração-expiração; Fase expiratória;

Transição expiração-inspiração.

Fase inspiratória: o fluxo gasoso inspiratório é estabelecido quando existe um gradiente de pressão entre a entrada das vias aéreas e os alvéolos, através de geradores de fluxo ou de pressão (constante ou não).

O gerador de fluxo constante produz um fluxo gasoso a uma razão uniforme durante toda a fase inspiratória. Para manter o fluxo constante apesar de alterações na pressão das vias aéreas, este gerador é impulsionado por uma fonte de gás sob alta pressão (3 a 35 lb/pol_2) com um mecanismo à válvulas (solenóide) para regular o fluxo. Quanto maior o gradiente, menos provável que variações na resistência pulmonar alterem as característica do fluxo.

Um gerador de fluxo não-constante produz razões de fluxo que variam durante a inspiração, mas esta variabilidade de fluxo é constante a cada ciclo de respiração, ou seja repete-se a cada inspiração. Pode ser obtido com um pistão sob impulsionamento rotativo que produz um padrão inspiratório semelhante a uma senóide positiva.

Os geradores de pressão constante sustentam uma pressão uniforme durante toda a fase inspiratória, independente das mudanças na resistência pulmonar. A pressão impulsionadora do ventilador é ajustada para igua

lar-se à pressão máxima inspiratória (PIP) para aplicar o volume corrente. A saída de gás diminui à medida que a pressão nas vias aéreas se aproxima da pressão de impulsão, produzindo um padrão de desaceleração.

Os geradores de pressão não constantes desenvolvem pressão variável durante a inspiração, mas o padrão se repete de respiração para respiração.

Platô inspiratório: um platô estático representa um período com fluxo zero de inspiração mecânica, em que a válvula de exalação é mantida fechada. Em seguida, a pressão nas vias aéreas volta à linha básica. É produzido com um gerador ciciado por tempo e uma válvula de alívio de pressão ajustável.

Transição de fase inspiratória para expiratória: Três mecanismos principais terminam a fase inspiratória dos ventiladores:

- Ventiladores ciciados a pressão – terminam a fase inspiratória quando uma pressão pré-determinada é alcançada. Cessa o fluxo gasoso e uma válvula se abre permitindo a exalação. Condições de resistência alta das vias aéreas podem impedir que volumes adequados sejam atingidos.
- Ventiladores ciciados a volume – encerram a fase inspiratória após fornecer um volume pré-determinado de gás ao circuito de ventilação. Podem ocorrer perdas de volume em função da resistência das vias aéreas, da PIP e da complacência. Resistência alta e/ou complacência baixa podem produzir exalação prolongada, já que o volume selecionado não será atingido. O volume corrente pode ser obtido por gás comprimido em uma câmara de pistão.
- Ventiladores ciclados a tempo – encerram a fase inspiratória após um dado intervalo de tempo. As fases da ciclagem ventilatória são determinadas pelos tempos inspiratório e expiratório; pelo tempo inspiratório e pelo ciclo ventilatório total; ou pelo tempo inspiratório como porcentagem do ciclo total. O volume corrente fornecido é determinado pelo tempo inspiratório e pelo fluxo inspiratório.

Fase expiratória: a expiração mecânica começa quando a válvula de exalação se abre. A pressão pode retornar rapidamente à referência (atmosférica) ou pode ser despressurizada gradualmente para fornecer resis-

tência à expiração, provocando um retardamento do fluxo gasoso, mantendo as vias aéreas periféricas abertas. Pode ainda permanecer pressurizada em nível baixo para fornecer Pressão positiva expiratória final (PEEP). É obtida mantendo-se uma pressão residual na válvula de exalação durante a fase expiratória mecânica. Quando a pressão expiratória iguala-se à PEEP, a expiração cessa e os pulmões permanecem pressurizados com um volume um pouco maior que o de repouso (figura 8)."

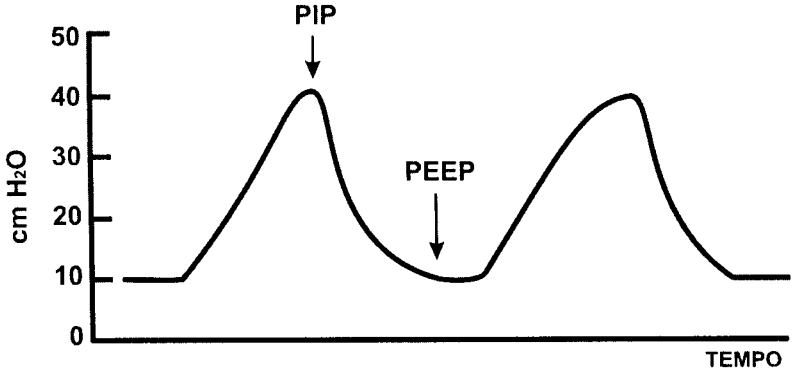


Figura 8. Curva de pressão x tempo com uso de PEEP.

A indicação básica da PEEP é a hipoxemia, ou seja, insuficiência respiratória aguda, situação onde é impossível manter uma oxigenação adequada sem usar altas concentrações de oxigênio, como nos casos de edema pulmonar severo, que não melhora frente a tratamentos convencionais.

A PEEP não deve ser usada em casos em que a hipoxemia não for devida a um "shunt" intrapulmonar, como nos casos de infisema pulmonar, asma brônquica e pneumotórax, enquanto o paciente não estiver com o dreno de tórax.

Transição da fase expiratória para inspiratória:

- Ventilação controlada – O ventilador fornece o gás necessário numa determinada freqüência respiratória selecionada, sem que o paciente possa interagir com o ventilador. É utilizada quando o paciente (sedado ou inconsciente) não tem condições de respirar espontaneamente.

– Ventilação assistida – Nessa modalidade, o equipamento monitora a tentativa de respiração do paciente. Quando o paciente produzir um esforço igual ou maior que a sensibilidade selecionada no equipamento, o ventilador fornece a ventilação. O acionamento se dá por uma mudança na pressão do circuito do paciente, geralmente uma queda na pressão, indicando o início da inspiração espontânea (figuras 9 e 10).

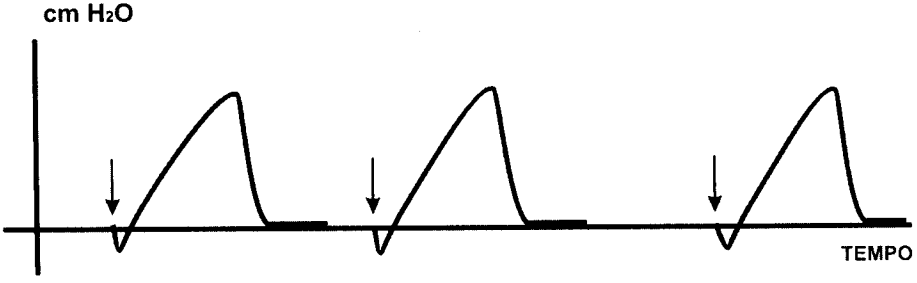


Figura 9. O início da inspiração espontânea é indicado pela queda de pressão.

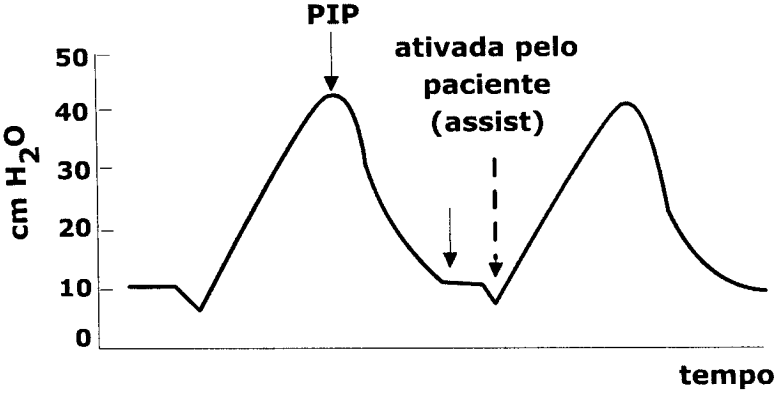


Figura 10. Ventilação assistida e uso de PEEP.

– Ventilação assistida-controlada – Quando o ciclo assistido não ocorre, o disparo por tempo é deflagrado, garantindo uma respiração mínima (figura 11).

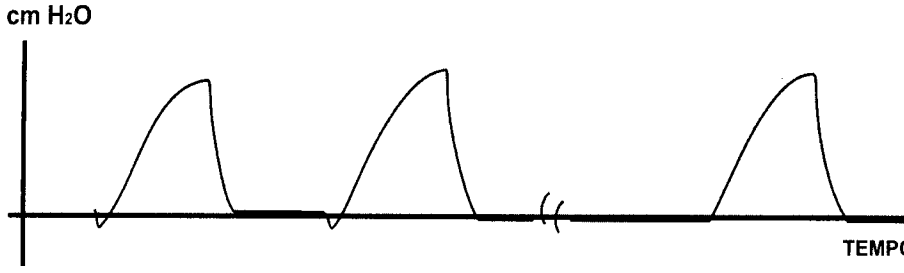


Figura 11. O ciclo de ventilação controlada ocorre quando nenhuma tentativa de respiração espontânea acontece dentro de um dado intervalo de tempo.

- Pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP) – Consiste na manutenção de pressão positiva ou acima da pressão atmosférica, nas vias aéreas durante todo o ciclo respiratório em pacientes com ventilação espontânea. A CPAP é indicada quando se deseja uma melhora da relação ventilação por perfusão, desde que o paciente tenha condições de respirar espontaneamente. Pode ser usada no tratamento de bebês, dispensando a intubação traqueal, mas pode causar pneumotórax. Causa muito desconforto e a máscara facial é de difícil manutenção, além de poder haver escape de ar.
- Ventilação mandatória intermitente sincronizada (SIMV) e ventilação mandatória intermitente (IMV) – Na ventilação mandatória intermitente sincronizada, o paciente desencadeia o volume corrente obrigatório a intervalos regulares, mas pode respirar espontaneamente entre os intervalos. Quando é detectado que o paciente não fez a respiração espontânea, então ele age como no modo assistido. A ventilação espontânea é feita no próprio circuito do ventilador, através de um sistema de válvulas, sendo intercalada com ciclos mandatários de respiração. A ventilação mandatória intermitente (IMV) foi introduzida em 1971 no tratamento da síndrome de angústia neonatal e foi posteriormente popularizada como método mais eficiente de desmamar pacientes adultos da ventilação mecânica, pois permite ao paciente exercitar gradualmente seus músculos respiratórios.

- Ventilação minuto-mandatória (MMV) – Com esta técnica, de se aumentar mecanicamente a respiração espontânea, o paciente tem 1 volume-minuto (VM) pré-selecionado. O paciente respira espontaneamente tanto quanto possível e o restante é fornecido automaticamente pelo ventilador. Isto é obtido dirigindo-se um fluxo gasoso constante para dentro de um cilindro. Se não ocorrer nenhuma inalação deste gás, o cilindro se enche, deslocando um pistão até que atinja o volume corrente selecionado, quando o pistão é forçado para baixo, inserindo o volume de gás no paciente. À medida que o volume minuto espontâneo (VM) do paciente aumenta, o pistão leva mais tempo para atingir o nível no qual o volume corrente é desencadeado. A freqüência ventilatória mecânica é progressivamente reduzida à medida que o VM espontâneo aumenta.
- Ventilação com pressão de suporte (pressão assistida) – Consiste no oferecimento de nível pré-determinado de pressão positiva e constante nas vias aéreas do paciente, aplicada apenas durante a fase inspiratória, após o ventilador "reconhecer" o início de uma inspiração espontânea. Difere da ventilação controlada, pois o término da fase inspiratória não é controlado pelo tempo, mas sim por fluxo, de forma que o próprio paciente controla seu tempo de inspiração. A fase inspiratória termina quando o fluxo cai a 25% do pico máximo no início da inspiração. Tem o objetivo de "aliviar" uma inspiração muito trabalhosa para a musculatura respiratória, ficando a cargo do paciente o controle do tempo, fluxo e volume inspirados, bem como da própria freqüência respiratória. O volume corrente e o fluxo inspiratório são conseqüências do nível de pressão suporte empregado, da impedância (complacência e resistência) e do esforço muscular do doente. A seguir são apresentadas duas figuras: na figura 12 são comparados os modos de ventilação de suporte e controlada. Na figura 13 evidencia-se o controle por fluxo da pressão de suporte.

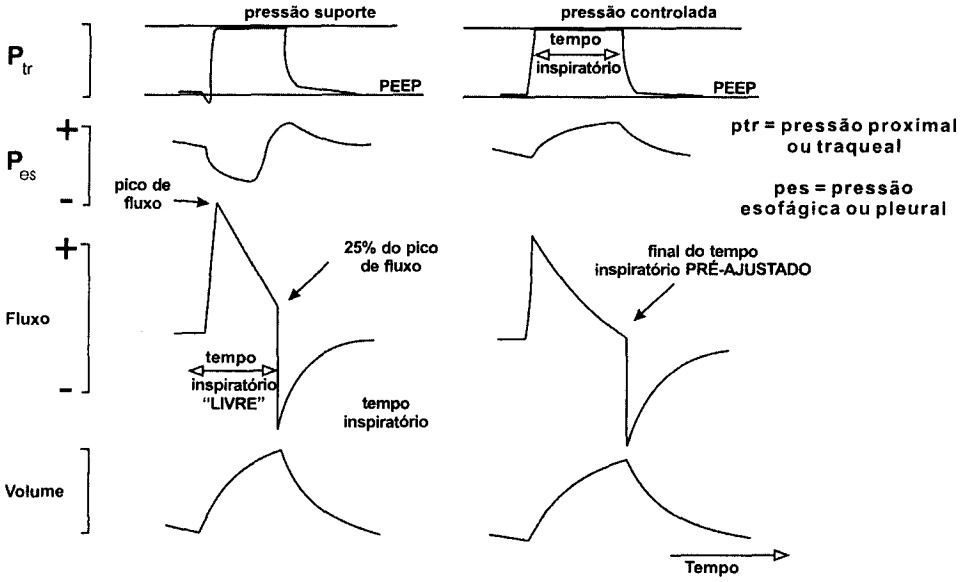


Figura 12. Curva de pressão, fluxo e volume nos modos de ventilação de suporte e controlada.

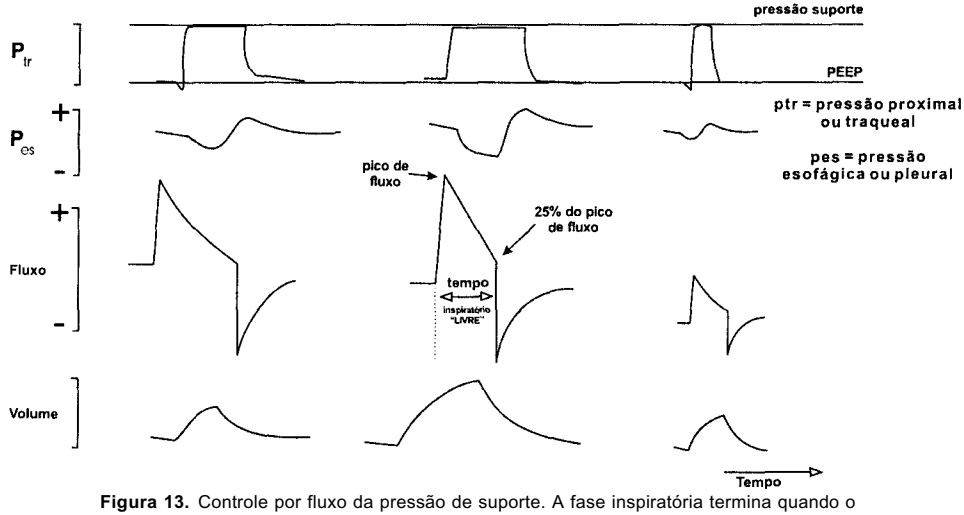
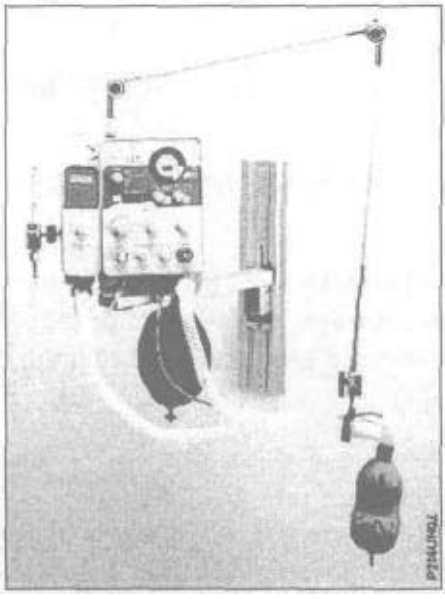


Figura 13. Controle por fluxo da pressão de suporte. A fase inspiratória termina quando o fluxo atinge 25% do pico máximo.

Particularidades de quatro tipos de ventiladores

Ventilador para cuidado intensivo – adulto



Ventiladores para cuidado intensivo, tipicamente consistem em um circuito flexível de respiração, um sistema de controle, uma fonte de gás, umidificador e aquecedor de gás, monitores, sensores e alarmes. Normalmente, está associado a monitor de funções vitais (através de interfaces de comunicação). O próprio fabricante disponibiliza monitor (display) para acoplar ao ventilador.

A maioria dos ventiladores é microprocessada e regula a pressão, o volume ou o fluxo de gás para fornecer a pressão positiva de ventilação, assim como a fração parcial inspirada de oxigênio (FiO_2).

O ar e o oxigênio podem vir de válvulas instaladas na parede (50 libras por polegada quadrada, psi) e o fluxo do gás para o paciente é regulado através de válvula. Alguns equipamentos reduzem a pressão inicial e depois regulam para entregar ao circuito de respiração. A mistura ar-oxigênio pode ser feita internamente ao ventilador ou num misturador apropriado (acessório).

Durante a inspiração, a válvula de exalação ou expiratória é mantida fechada para manter a pressão no circuito de respiração e nos pulmões.

O gás chega até o paciente e a exalação retorna através do circuito de respiração, tubulação dupla flexível (corrugada). Após a fase de inspiração, a válvula de exalação se abre e o gás exalado é liberado no ambiente. Ao longo do circuito de respiração são instalados umidificador, aquecedor, coletor de vapor de água condensado, nebulizadores de drogas, sensores, etc.

Os controles são usados para selecionar o modo e os parâmetros de ventilação, tais como volume corrente, freqüência respiratória, períodos inspiratório e expiratório, forma de onda, volume minuto (volume inspirado por minuto), pico de fluxo, pico de pressão e valor de PEEP.

Alguns modelos dispõem de controle manual para o paciente disparar uma ventilação quando necessitar.

Ventiladores de cuidados intensivos controlam CPAP e PEEP através de restrição do fluxo na válvula de exalação.

O ventilador pode ser usado para fornecer inspirações profundas ou suspiros, em que são liberados volumes maiores que o corrente (150%) a intervalos regulares. Este modo de ventilação quase não é mais utilizado, devido ao perigo de barotrauma.

Os ventiladores para cuidados intensivos dispõem de todos os modos de operação e controle, e possuem numerosos alarmes para se ajustar às mais variadas necessidades de um paciente de UTI.

As variáveis que são normalmente monitoradas num ventilador de UTI são:

- Indicação contínua de pressão das vias aéreas, assim como valor de pico, valor médio e linha de base de pressão;
- Taxas de respiração espontânea e forçada (mecânica);
- Taxa I: E;
- Concentração de oxigênio;
- Volumes exalados (espontâneo e mecânico) e acumulado por minuto (volume minuto exalado).

Quando disponível, no monitor ("display") são mostradas as curvas de pressão e volume ou fluxo no tempo e os cálculos de parâmetros da mecânica pulmonar (complacência, resistência), a partir das variáveis monitoradas, para acompanhamento do progresso do paciente.

Ventilador para cuidado intensivo – pediátrico e neonatal

Ventiladores pediátrico e neonatal de cuidado intensivo fornecem suporte ventilatório para bebês prematuros ou doentes que não conseguem respirar normalmente.

Ventiladores ciciados a tempo encerram a fase de inspiração ao fim de um intervalo de tempo pré-determinado, mas também são limitados a pressão: se um dado nível de pressão é alcançado, ele é mantido até o final da fase inspiratória. Justamente por isto, este é o modo mais adequado de controle da ventilação neonatal e pediátrica. Os pulmões dos bebês, geralmente, apresentam baixa complacência, volumes correntes pequenos, resistência alta nas vias aéreas e freqüência respiratória elevada.

Durante a ventilação ciciada a tempo, o fechamento temporizado da válvula de exalação desvia o fluxo de gás para o paciente. Alguns modelos apresentam fluxo de gás por demanda. O modo de demanda fornece um fluxo de gás para o paciente e um fluxo contínuo para compensar vazamentos no sistema e respiração fraca.

Os ventiladores pediátricos de cuidado intensivo podem trabalhar com freqüência convencional e, ou elevada.

A ventilação convencional mimetiza a respiração espontânea, tanto em freqüência quanto em volume corrente.

Os ventiladores de alta freqüência respiratória fornecem pequenos volumes correntes a uma pressão média constante nas vias aéreas e em freqüências mais altas que as produzidas nas arfadas mais rápidas, evitando os dois extremos, alto e baixo, de volume pulmonar. Este tipo de ventilação permite controle independente de pressão arterial parcial de

dióxido de carbono e de oxigênio. Seu uso ainda é alvo de estudos e seus defensores apontam redução da pressão circulatória e de barotrauma, o que melhora a troca gasosa em algumas crianças.

Um sistema de ventilação neonatal consiste basicamente em um circuito de respiração, um sistema de umidificação, mecanismos de controle, sensores, monitores, alarmes associados, fontes de gás e ar comprimido.

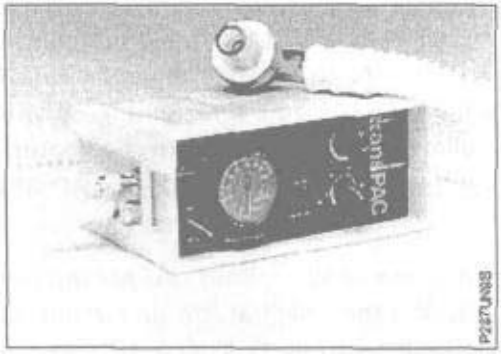
O circuito de ar é composto por tubos, cânulas de baixo calibre (aproximadamente 1cm ou 3/8") e conectores associados. Os controles são usados para determinar o modo de operação (assistido, controlado, assistido/ controlado, IMV e SIMV. Os três primeiros não são usados em neonatos) e as variáveis da ventilação. Tanto o modo IMV quanto o SIMV, além do suporte ventilatório, são freqüentemente usados para o desmame da criança do ventilador.

Ventiladores de cuidados intensivos têm controles do tipo CPAP e PEEP regulados pelo fechamento da válvula de exalação durante a inspiração. CPAP aplicada nasal ou nasofaringealmente é utilizada em crianças que respiram espontaneamente e não precisam de ventilação mecânica, com decréscimo da complacência pulmonar e colapso alveolar (componentes da doença da membrana hyalina). Pode também abrir e reduzir a resitência das vias aéreas e por auxiliar na redistribuição do fluido intersticial, melhora a difusão de oxigênio através da membrana alveolar. PEEP mantém os pulmões expandidos para evitar colapso alveolar.

Alguns ventiladores infantis apresentam ventilação sincronizada pelo paciente (PTV): sensores (de impedância do movimento torácico ou abdominal; de pressão ou fluxo) sentem quando a criança inicia um esforço de respiração espontânea e sincronizam a ventilação mecânica com a respiração da criança. Este modo contribui para reduzir o tempo de permanência na ventilação mecânica, mas deve ser utilizado com cuidado, devido à dificuldade de detecção precisa do esforço de respiração espontânea.

A razão I: E inversa (por exemplo, 2:1), em que o tempo de inspiração é maior que o de expiração, tem sido usado para reduzir o enfraquecimento de nonatos, prevenindo o colapso dos pulmões. Como é usada raramente, os equipamentos possuem alarme e aviso para quando este modo é selecionado. Não está disponível em todos os equipamentos.

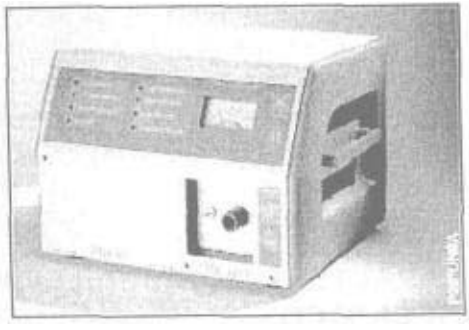
Ventilador para transporte



Os ventiladores de transporte são unidades ventilatórias de dimensões e peso reduzidos e são projetados especificamente para uso em intervalos curtos de tempo, como em ambulâncias, na movimentação interna no hospital, no resgate de vítimas expostas a ambientes tóxicos, etc.

Possuem um número menor de alarmes (nível baixo de O_2 e de bateria), já que o paciente está acompanhado de médico ou enfermeiro capacitado e, geralmente, permitem apenas o modo controlado de operação, que fornece o gás necessário numa determinada freqüência respiratória selecionada, sem que o paciente (sedado ou inconsciente) possa interagir com o ventilador. São alimentados por baterias recarregáveis, sendo que os modelos para uso militar também permitem alimentação na bateria do carro. Dependendo do modelo, pode ter alarmes numerosos (falha de energia, pressão nas vias aéreas alta ou baixa, falta de PEEP, etc) e operar no modo SIMV.

Ventiladores portáteis



Ventiladores portáteis proporcionam suporte ventilatório prolongado para pacientes que não necessitam de cuidados críticos complexos, podendo ser utilizados na casa do paciente, em situações de emergência, transporte em distâncias curtas, etc. Devem ser mais robustos que os de uso mais complexo, para permitir sua utilização em ambientes abertos, sob condições diversas de temperatura.

Pacientes que necessitam de suporte ventilatório por período prolongado são adultos e crianças com deficiência ou perda total das funções ventilatórias causadas por doenças neuromusculares ou doenças pulmo-

nares obstrutivas e restritivas crônicas ou lesões da coluna ou recém-nascidos prematuros.

A maioria dos ventiladores portáteis são fáceis de operar e não possuem controles complexos como os de UTIs (adulta e neonatal), mas possuem mais alarmes, monitoramento e flexibilidade de operação que os ventiladores de transporte. Podem ser alimentados pela rede ou por bateria (interna ou externa) e incluem os controles apropriados para selecionar o modo de operação e alarmes.

Os ventiladores portáteis fornecem ar ambiente apenas, ou enriquecido com O_2 (vindo de pequenos cilindros), ao ramo inspiratório do circuito de respiração, onde ele é umidificado e aquecido antes de ser entregue ao paciente. O ar é impulsionado para o circuito de respiração através de pistão acionado por motor. O O_2 pode ser também fornecido direta e continuamente ao circuito de respiração.

Tubos de conexão mais flexíveis e resistentes são usados para reduzir a tração na traquéia (a cânula de traqueostomia é a rota mais usual para a entrada do ar) e uma válvula de expiração próxima à conexão do paciente facilita sua instalação e remoção. Alguns modelos permitem ventilação nasal através de máscara facial para utilização noturna.

Ventiladores portáteis monitoram a pressão do ar nas vias aéreas e possuem alarmes para valores mínimo e máximo de pressão. A pressão é monitorada na conexão do paciente, o que produz medidas mais precisas que em outros pontos do circuito de respiração. A maioria dos problemas que ocorrem com esse tipo de ventilador é devido a falta de cuidado com a limpeza e trocas de tubos ou de erros do operador. Permitem os modos de operação assistido-controlado e SIMV e pode operar ciciado a volume, tempo ou pressão.

CARACTERÍSTICAS RELEVANTES DE UM VENTILADOR MECÂNICO

Com o objetivo de se preservar a microestrutura pulmonar e atender as demandas ventilatórias dos pacientes, as características mais importantes a serem analisadas em um ventilador mecânico são:

- Sua capacidade de gerar pressão ou fluxo rapidamente;
- Fluxo máximo disponível para a respiração assistida e, ou espontânea (pacientes em uma condição desconfortável podem exigir um pico de fluxo instantâneo de até 2001/min);
- Bom nível de sensibilidade e rapidez de disparo;
- Baixo nível de resistência interna a ser vencida pelo paciente durante a inspiração nos modos espontâneo e assistido, principalmente em níveis baixos de suporte ventilatório;
- Disponibilidade de vários modos de ventilação;
- Sistema de segurança para os diferentes modos de ventilação assistida, caso o paciente entre em apnéia;
- Sistemas de alarme e monitorização disponíveis.

PATOLOGIAS ASSOCIADAS À VENTILAÇÃO MECÂNICA

Algumas patologias estão associadas ao uso de ventiladores mecânicos. As mais comuns são:

Pneumonia: a pneumonia associada à ventilação (PAV) é o problema mais comum no uso de ventiladores de cuidado intensivo. É desencadeada por um edema inicial que eleva a umidade do pulmão. Pode ocorrer devido à falha no sistema de umidificação, insuficiência cardíaca e baixa diurese. Pode ser prevenida com a troca constante do circuito de respiração e com o dreno de secreção subglótica e intubação oral em vez de nasal.

Atelectasia: atelectasia difusa é outra complicação comum em pacientes submetidos à ventilação mecânica e ocorre quando o paciente recebe um volume corrente muito próximo ao normal (6 a 8 1/min) durante um longo período de tempo. Atelectasia localizada é geralmente provocada por secreções retidas ou obstrução das vias aéreas por corpo estranho ou por introdução do tubo no brônquio direito.

Intoxicação por oxigênio: ocorre se o nível de oxigênio for superior a 21% por um período prolongado ou por níveis maiores em períodos menores. A administração de oxigênio em concentrações iguais ou maiores que 60% por mais de 48 horas, causa dispnéia progressiva, tosse, dor retroesternal, diminuição da complacência pulmonar e hipoxemia.

Barotrauma pulmonar: os altos picos de pressão gerados pela ventilação mecânica podem contribuir para a indução de alterações cardiovasculares e respiratórias. A ocorrência de barotrauma é mais comum em pacientes submetidos à ventilação por pressão positiva contínua. É caracterizada por pneumotórax, pela ruptura dos alvéolos e até pelo vazamento de ar pelos bronquíolos, o que pode acarretar um quadro de efisema instersticial, com o aumento da resistência das vias aéreas e menor eficiência dos músculos respiratórios.

Lesão traqueal: é uma das complicações mais comuns e sérias da intubação endotraqueal. É provocada pela pressão do "cuff" insuflado sobre a mucosa traqueal. A larinoscopia, após períodos de intubação de até 48 horas, revela graus variados de inflamação e edema na epiglote e cordas vocais. Períodos de intubação mais prolongados podem causar ulcerações e até necrose na entrada da laringe.

Hipoventilação: pacientes em ventilação mecânica podem inesperadamente hipoventilar e desenvolver hipoxemia e hipercabia decorrentes de falhas nos ventiladores, desconexão acidental, vazamentos no circuito de respiração ou obstrução do tubo endotraqueal. Pode ocorrer também por um súbito aumento da demanda ventilatória sem alteração do volume minuto, como em estados febris, convulsões, aumento do espaço morto devido à embolia pulmonar, etc. Nos ventiladores de uso pediátrico e neonatal, a alta resistência das vias aéreas da criança e o diâmetro reduzido da tubulação podem causar uma diferença grande entre a pressão proximal (medida pelo manômetro no ventilador ou colocado no circuito de ventilação) e a pressão alveolar, levando à hipoventilação do paciente.

Hipotensão: a pressão positiva do ventilador produz uma redução do retorno venoso ao coração e uma queda do débito cardíaco, podendo causar queda na pressão arterial. O uso da IMV permite que o paciente respire espontaneamente nos intervalos do ventilador, restabelecendo as relações normais de pressão intratorácica.

Complicações gastrointestinais: úlceras agudas no estômago e no duodeno são relativamente comuns em pacientes sob ventilação mecânica, geralmente causadas pelo "stress" produzido pela doença. Também é comum a distensão abdominal devido à injeção do volume corrente nos pulmões e ao "cuff" do tubo endotraqueal mal insuflado.

Lipoperoxidação dos lipídios dos pulmões: pode ocorrer por formação de uma toxina - dióxido de nitrogênio (NO2) - durante a inalação de óxido nítrico (NO), um potente vasodilatador pulmonar usado em cuidado intensivo pediátrico e neonatal, em condições envolvendo hipertensão pulmonar e problemas com a relação perfusão por ventilação. Deve-se utilizar as concentrações mais baixas possíveis de NO e de 02.

Nota: existem vários tipos de tubos e cânulas endotraqueais: sem e com "cuff", de pressão alta e baixa:

- Tubos sem "cuff": só podem ser usados em crianças até 12 anos. Não podem ser usados com ventiladores ciciados a pressão e instalação de PEEP. Não mantêm um volume corrente adequado; podem ser deslocados facilmente.
- Tubos com "cuff" auto-insuflante e desinsuflante: possuem orifício na face interna que faz comunicação do "cuff" com o interior do tubo endotraqueal. Insufla-se automaticamente durante a inalação; protege a traquéia, mas não previne a aspiração. Dificulta a manutenção do volume corrente constante e propicia o deslocamento do tubo endotraqueal.
- Tubos com "cuff" de alta pressão: são facilmente introduzidos nas situações de emergência, porém a alta pressão pode causar necrose traqueal precocemente. Não devem ser usados além de uma semana.
- Tubos com "cuff" de baixa pressão e alto volume: ocluem as vias aéreas de modo satisfatório, ao mesmo tempo em que exercem um mínimo de pressão na mucosa traqueal, desde que sejam insuflados corretamente (quantidade de ar para ocluir a traquéia). São os tubos que causam menos complicações.

TESTES MÍNIMOS DE SEGURANÇA

Para evitar ou minimizar os problemas decorrentes da utilização de ventiladores mecânicos, é necessário: conhecer o funcionamento do equipamento, utilizar equipamentos confiáveis operados por pessoal treinado, realizar inspeção pelo menos semestralmente e verificar seu estado operacional antes de cada uso.

Após cada uso, o ventilador deve ser testado para verificação de seu desempenho antes que seja utilizado no próximo paciente. Idealmente deve ser feito o procedimento de verificação operacional completa, estabelecido pelo hospital e geralmente baseado nas recomendações do fabricante.

Nos equipamentos microprocessados, o autodiagnóstico é realizado em poucos minutos. Nos equipamentos mais antigos, que não possuem diagnóstico automático, a verificação operacional tem que ser feita manualmente, podendo demorar até uma hora. Como nem sempre há tempo disponível para a verificação completa entre as utilizações do ventilador, pelo menos um procedimento mínimo deve ser realizado. O procedimento mínimo reduz o tempo de verificação para menos de 20 minutos e deve ser usado apenas quando não há tempo suficiente para o procedimento completo e não como rotina.

A seguir são listados os procedimentos mínimos de verificação operacional de ventiladores, conforme indicados no Guidance Article, da Health Devices (1997, vol. 26, nos. 9-10, pp 383 e 384).

Alarme de perda de bateria: com o equipamento ligado (mas não em uso no paciente), desconecte momentaneamente e reconecte a fonte de energia. A bateria de reserva e os alarmes de desconexão devem funcionar apropriadamente.

Teste de lâmpadas: são testadas de acordo com o procedimento indicado pelo fabricante.

Alarmes visual e audível: desconecte as entradas de oxigênio e de ar separadamente para verificar os alarmes correspondentes. Usando um pulmão de teste, fazer a checagem dos alarmes de pressão baixa, volume exalado baixo e de apnéia (desconectando momentaneamente o circuito). Checar o alarme de pressão alta (ocluindo o circuito) e o de relação I:E (criando uma situação de razão inversa).

Pressão proximal nas vias aéreas e PEEP: selecionar o nível de PEEP desejado e ciclar o ventilador num pulmão de teste. O manômetro deve ciclar e retornar para a linha de base apropriada. Desconectar momentaneamente o ramo inspiratório do circuito e checar o "zero" do manômetro (+/- 1cm H_2O).

Testes de vazamento: podem ser feitos dois tipos de testes: (1) ocluir a conexão para o paciente, selecionar níveis máximos para pressão alta e volume corrente e, mínimos para pico de fluxo e freqüência, e iniciar a ventilação. O manômetro deve indicar a pressão máxima selecionada e disparar o alarme. (2) selecionar pausa inspiratória = 2s (se possível) e PEEP = 0 e verificar se a pressão do platô inspiratório não varia mais do que 10%.

Modos: selecionar um modo de operação e verificar (usando um pulmão de teste) a ventilação estabelecida conforme o ventilador cicla.

Freqüência de ventilação entregue e medida: contar o número de inspirações que ocorrem num intervalo cronometrado. A diferença entre os valores obtido, programado e mostrado no "display" (se houver) deve ser no máximo +/- 1 respiração por minuto.

Volume entregue e medido (corrente, de suspiro e minuto): Usar um dispositivo externo (por exemplo, um expirômetro) para medir volume exalado. Ciclar a máquina conectada a um pulmão de teste e comparar os volumes exalados. Disparar manualmente um suspiro (se possível) e medir o volume exalado. As medidas devem estar dentro de +/- 5% dos valores programados.

Sensibilidade: colocar o ventilador no modo assistido. Apertar e soltar o pulmão de teste: deve ocorrer uma inspiração quando a pressão cair abaixo do nível de sensibilidade escolhido.

Calibração de oxigênio: expor o sensor de O_2 ao ar ambiente (21%) e ao O_2 da parede (100%) e calibrá-lo. As leituras devem indicar um valor com diferença máxima entre + e - 3% do valor de teste. Programar uma concentração de O_2 e verificar se a contração medida pelo sensor está entre + e - 6% do valor inicial.

Nebulizador: ligar o nebulizador e verificar se existe fluxo na saída do mesmo a cada ciclo inspiratório. Quando estiver sendo usado no paciente, verificar se o volume de solução restante é adequado para as taxas de ventilação e I:E estabelecidas.

Filtros: os filtros de inspiração (se houver) e de expiração devem ser trocados a cada novo paciente e periodicamente durante a permanência do paciente no ventilador, de acordo com o procedimento do hospital.

Umidificador: medir periodicamente a temperatura e a vazão da água para o umidificador, durante a ventilação, para verificar se está apropriada.

Alarmes na condição de operação remota (se existir): estabelecer uma condição de alarme (pressão baixa, por exemplo) e verificar se ocorre a notificação do alarme na localização remota.

Os ventiladores microprocessados possuem programas residentes de autochecagem e diagnóstico. Para se ter uma idéia dos testes de autochecagem e diagnóstico de equipamentos micriprocessados, a seguir são listados os procedimentos automático e estendido de um ventilador da família 7200 da Bennett:

– Procedimento automático: Normalmente, a cada vez que é energizado, o ventilador executa automaticamente rotinas que avaliam sua integridade elétrica e que são capazes de detectar falhas na parte eletrônica. Os testes são executados de maneira a recrutar a cada vez, um número maior de componentes, possibilitando identificar um componente defeituoso.

– Procedimento estendido: Este procedimento é deflagrado voluntariamente e analisa mais completamente a parte de "hardware". Em conjunto com as rotinas do procedimento automático, avalia a integridade operacional do ventilador, verificando o funcionamento das partes pneumáticas, da memória RAM alimentada por bateria, do ventilador de "back up", dos controles e indicadores do painel de controle frontal. Também calcula a compliância do sistema, a área da válvula de exalação e detecta possíveis vazamentos. Deve ser executado quando um novo paciente vai ser acoplado ao ventilador, quando o circuito do paciente é substituído, quando o ventilador passa por manutenção, ou para auxiliar o pessoal técnico a localizar partes defeituosas.

MANUTENÇÃO

Como regra geral, uma instituição assistencial de saúde deveria possuir a maioria de seus ventiladores de um mesmo modelo e de um só fabricante, para minimizar o tempo de treinamento de pessoal e os custos com manutenção. Numa situação ideal como esta, compensaria manter em es-

toque placas e peças para reposição durante manutenção corretiva. A situação real de instituições assistenciais de saúde é muito diferente da ideal, pois é comum existirem diversos modelos de vários fabricantes numa mesma instituição.

Inspeções de rotina podem ser realizadas segundo protocolos indicados pelos fabricantes dos ventiladores e estabelecidos pela política de manutenção preventiva do hospital, com ou sem utilização de analisadores de ventiladores.

Como exemplo de protocolo de manutenção preventiva, será apresentado a seguir o roteiro de manutenção periódica dos ventiladores microprocessados da família 7200 da Bennett:

Diariamente:

– Verificar todos os filtros de bactéria (ar e O2) do sistema do paciente para conferir principalmente, o posicionamento correto e assegurar o bom funcionamento do ventilador.

– Checar e esvaziar o coletor de gás exalado, filtros e coletores de água.

Entre pacientes ou a cada 15 dias:

– Checar a diferença de pressão de todos os filtros reutilizáveis (fluxo principal, exalação, nebulizador e de bactérias) para verificar se não há rompimentos e se não excedeu o limite de segurança.

A cada 250 horas:

– Limpar o filtro do compartimento de resfriamento do compressor. A cada 2500 horas:

– Realizar calibração do ventilador inteiro com o kit de manutenção preventiva.

A cada 10000 horas ou anualmente:

– Realizar calibração do ventilador inteiro com o kit de manutenção preventiva;

– Substituir todos os filtros de bactérias reutilizáveis do sistema.

Nos ventiladores, as partes que menos apresentam necessidade de manutenção são as partes eletrônicas envolvendo placas de microprocessadores e EPROMs.

Dentre as partes eletrônicas que apresentam problemas mais freqüentes, podemos citar os circuitos "drivers" (que fornecem corrente) dos alarmes em geral e o carregador de bateria, que possuem componentes de potência.

Já as partes eletromecânicas e mecânicas apresentam número maior de ocorrência de falhas devido ao desgaste das peças, como no caso das válvulas solenóides. Ventiladores modernos são equipados com válvulas proporcionais, que além de não apresentarem desgaste como as solenóides, ainda permitem se obter uma forma de onda no ciclo ventilatório mecânico mais próxima do ciclo fisiológico.

Componentes do circuito do paciente, como, por exemplo, os sensores de O2 e filtros de bactérias, devem estar disponíveis na eventual necessidade de substituição (ou substituição programada).

BIBLIOGRAFIA

CHATBURN, R.L. A new system for understanding mechanical ventilators. **Respiratory care,** v. 36, n.10. 1991.

DUPUIS, Y.G. **Ventilators:** Theory and Clinical Application, 2nd ed., St. Louis, USA: Mosby Year Book Inc. 1992.

MILLER, R.D. **Tratado de anestesia.** SP, Brasil: Editora Manole. v. 3. 1989. cap. 63.

MOREIRA, C. M. M. **SIMVEP Simulador de ventilação pulmonar,** Campinas, SP, 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica), Curso de pós-graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Estadual de Campinas.

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Intensive Care.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Transport.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Portable.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM;

ECRI. Healthcare product comparison system (HPCS). **Ventilators, Intensive Care, Neonatal/Pediatric.** PA, EUA: ECRI Press, Plymouth Meeting, 1999. 1 CD-ROM.

REFORSUS

MINISTÉRIO
DA SAÚDE